

UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID

FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

**Departamento de Estomatología III
(Medicina y Cirugía Bucofacial)**



**ESTUDIO DESCRIPTIVO-MORFOMÉTRICO DE LA
ORTOPANTOMOGRAFÍA Y EL SISTEMA NEWTOM TC EN EL
DIAGNÓSTICO PREIMPLANTOLÓGICO POR IMAGEN DEL
SECTOR ANTERIOR MANDIBULAR**

**MEMORIA PARA OPTAR AL GRADO DE DOCTOR
PRESENTADA POR**

Cristina Madrigal Martínez - Pereda

Bajo la dirección de los doctores

**Blanca Guisado Moya
Ricardo Ortega Aranegui**

Madrid, 2000

ISBN: 84-669-2452-3



UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID

FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

Departamento de Medicina y Cirugía Bucofacial



ESTUDIO DESCRIPTIVO-MORFOMÉTRICO DE
LA ORTOPANTOMOGRAFÍA Y EL SISTEMA
NEWTOM DE TC EN EL DIAGNÓSTICO
PREIMPLANTOLÓGICO POR IMAGEN DEL
SECTOR ANTERIOR MANDIBULAR.

TESIS DOCTORAL

CRISTINA MADRIGAL MARTÍNEZ-PEREDA

2000



La PROFA. DRA. BLANCA F. GUISADO MOYA y el DR. RICARDO ORTEGA ARANEGUI han dirigido el trabajo de investigación realizado por Doña CRISTINA MADRIGAL MARTÍNEZ-PEREDA, considerando que reúne los requisitos necesarios para su defensa, tanto por los objetivos planteados, su hipótesis de trabajo, material utilizado y metodología, así como los resultados obtenidos y la discusión consiguiente, respondiendo las conclusiones a los objetivos formulados.

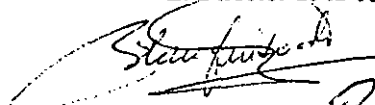
VºBº
EL TUTOR (2)



Fdo.: B. GUISADO MOYA
(Fecha y firma)
50816061-E

DNI

El Director de la Tesis



B. GUISADO MOYA
50816061-E

Fdo.: R. ORTEGA ARANEGUI
(Fecha y firma)

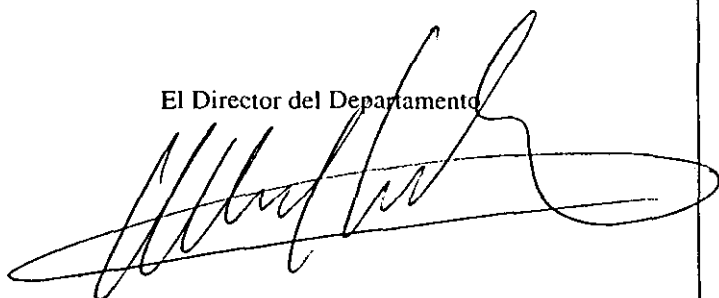
DNI

INFORME DEL CONSEJO DE DEPARTAMENTO

Reunido este consejo de Departamento en la fecha abajo indicada considera que el trabajo de investigación "ESTUDIO DESCRIPTIVO-MORFOMÉTRICO DE LA ORTOPANTOMOGRFÍA Y EL SISTEMA NEWTOM DE TC EN EL DIAGNÓSTICO PREIMPLANTOLÓGICO POR IMAGEN DEL SECTOR ANTERIOR MANDIBULAR" realizado en este Departamento, cumple los objetivos investigadores del mismo, enjuiciándole de forma positiva tanto en su planteamiento como en su desarrollo, por lo que se considera que reúne las condiciones para ser presentado como tesis doctoral.

6 - Julio - 2000
Fecha reunión
Consejo Departamento

El Director del Departamento



Fdo.: MANUEL DONADO
(Fecha y firma)

548286859 / 125087724

6-7-00

**A mis padres y
a José María.**

AGRADECIMIENTOS

A la **Prof. Dra. Blanca Guisado Moya** por lo inestimable de su dirección y riqueza de su amistad.

Al **Prof. Dr. Manuel Donado Rodríguez** por sus enseñanzas y ánimo constante, con el respeto y reconocimiento que inspira su labor.

Al **Dr. Ricardo Ortega Aranegui** con el testimonio de mi admiración, por su desinteresada y generosa ayuda.

A **D. Santiago Cano Alsúa** y al **Dr. Pedro Cuesta Álvaro** por su amabilidad y gran ayuda con la realización del trabajo estadístico de esta Tesis.

A **María Ibáñez** por su incondicional apoyo y ánimo permanente.

Al personal de la biblioteca de la Facultad de Odontología (UCM) por su disponibilidad y colaboración.

ÍNDICE

1. ANTECEDENTES Y JUSTIFICACIÓN	5
2. HIPÓTESIS DE TRABAJO Y OBJETIVOS	17
3. INTRODUCCIÓN	27
3.1. CONSIDERACIONES MORFOLÓGICAS MANDIBULARES	29
3.1.1. CARACTERÍSTICAS ANATÓMICAS	31
3.1.2. DISPONIBILIDAD ÓSEA	41
3.1.3. CALIDAD ÓSEA	53
3.1.4. COMBINACIÓN DE FORMA Y CALIDAD ÓSEAS	63
3.2. MÉTODOS DIAGNÓSTICOS EN IMPLANTOLOGÍA	69
3.2.1. ENCERADO DIAGNÓSTICO Y FÉRULA RADIOLÓGICA .	71
3.2.2. TÉCNICAS POR IMAGEN	79
3.2.2.1. TÉCNICAS BASADAS EN LOS RX	81
3.2.2.1.1. RADIOGRAFÍAS INTRAORALES	83
3.2.2.1.2. RADIOGRAFÍA PANORÁMICA	89
3.2.2.1.3. TELERRADIOGRAFÍA	94
3.2.2.1.4. TOMOGRAFÍA CONVENCIONAL	97
3.2.2.1.5. TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA	104
3.2.2.2. TÉCNICAS NO BASADAS EN LOS RX	115
3.2.2.2.1. RESONANCIA MAGNÉTICA	117
3.2.2.2.2. ECOGRAFÍA	122
3.2.3. OSTEOMETRÍA	127

4. MATERIAL Y METODOLOGÍA	133
4.1. MATERIAL	135
4.2. METODOLOGÍA	145
4.3. ANEXO	168
5. RESULTADOS	171
5.1. CARACTERÍSTICAS CUANTITATIVAS Y CLÍNICAS	173
5.2. PARÁMETROS CATEGÓRICOS	175
5.3. PARÁMETROS RELATIVOS AL AGUJERO MENTONIANO ...	181
5.4. PARÁMETROS CUANTITATIVOS IMPLANTOLÓGICOS	187
5.5. ANÁLISIS DE VARIABLES	195
6. DISCUSIÓN	199
6.1. SELECCIÓN DE LAS TÉCNICAS POR IMAGEN	201
6.2. TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA: NEWTOM	206
6.3. CALIDAD ÓSEA	215
6.4. ANATOMÍA INTERMENTONIANA	223
6.5. DISPONIBILIDAD ÓSEA IMPLANTOLÓGICA	235
7. CONCLUSIONES	245
8. BIBLIOGRAFÍA	249

1. ANTECEDENTES Y JUSTIFICACIÓN

No cabe duda de que la posibilidad de sustituir los dientes naturales perdidos por implantes osteointegrados ha supuesto desde el primer momento una interesantísima innovación, no exenta de inconvenientes, como complicaciones o baja predictibilidad en ciertos casos, que si bien no pueden generalizarse, se presentan como sus limitaciones actuales y dependen en gran parte de un incorrecto diagnóstico.

Hay que destacar que se trata de una opción terapéutica cuyas indudables ventajas, unidas a la espectacularidad de sus resultados en muchos casos, han motivado que sea en la actualidad una técnica de elección habitual en Odontología y Cirugía Maxilofacial. Además, hoy en día la implantología ha modificado sus expectativas hacia el requerimiento estético (1).

En Implantología, así como en otras áreas de la Odontología, un factor primordial a tener en cuenta es la selección del paciente (2) (3) (4) (5) (6) (7) (8) (9). El objetivo más importante que perseguimos es conocer, con la mayor exactitud posible, la morfología de las estructuras óseas que vamos a encontrar cuando abordemos quirúrgicamente la zona edéntula a tratar con implantes dentales endóseos (10).

Por lo tanto, resulta fundamental de antemano conocer (11) (12) (13) (14):

1. Las dimensiones exactas del hueso en esa zona, para elegir un implante adecuado o determinar cuánto aumento óseo se necesita.
2. La relación del hueso y del implante propuesto con los dientes adyacentes y antagonistas para establecer la carga biomecánica que soportará la rehabilitación.

3. La situación de las estructuras anatómicas críticas, como son el conducto dentario inferior, el orificio mentoniano, el bucle de éste, las fosas nasales o el seno maxilar, en relación con el implante propuesto.

Conocer todos estos aspectos ayudará a prevenir complicaciones quirúrgicas o prostodóncicas, pues todos ellos son datos indispensables para valorar y obtener unos resultados óptimos a medio y largo plazo. Para muchos autores (4) (8) (15) una de las causas principales de fracaso en implantología es el incorrecto diagnóstico, sobre todo en aquellos casos en los que las dimensiones del hueso residual son insuficientes o la forma e inclinación del reborde son desfavorables.

Toda la información obtenida sobre el estado de los maxilares con las diferentes pruebas diagnósticas realizadas antes de la cirugía implantológica y archivada en la historia clínica de cada paciente, tiene también su utilidad de tipo legal. Con ella podremos justificar, si fuera necesario, la correcta planificación del tratamiento y demostrar la existencia o ausencia de patología previa.

Las exploraciones clínicas de la cavidad oral como inspección, palpación, osteometría transmucosa mediante punción (con limas de endodoncia u osteómetro) o mediante aparatos que emplean el sistema de ecoimpulso (aparato SDM) (16), estudio de modelos de escayola, encerado diagnóstico, etc, tienen sus limitaciones cuando queremos determinar las características y la morfología de las estructuras óseas de los maxilares en las zonas preimplantarias.

Así pues, son necesarios estudios complementarios para llegar a un diagnóstico preciso. Para ello disponemos actualmente de determinadas exploraciones por imagen, principalmente radiológicas (13) (17) (18) (19) (20)

(21), que utilizadas de forma lógica en implantología, van a constituir el paso final en el diagnóstico y planificación prequirúrgica de estos pacientes (22).

Dado que el objetivo final del tratamiento implantológico es conseguir una restauración funcional, estética y fácil de mantener, las técnicas por imagen deben proporcionarnos una información que facilite la inserción sin problemas de implantes del tamaño adecuado en las posiciones más apropiadas (12). Así podremos prevenir yatrogenias de distinto tipo como perforaciones nasales o sinusales, dehiscencias o fenestraciones óseas, lesiones nerviosas temporales o permanentes del nervio dentario inferior o mentoniano, e incluso, en la mandíbula, la cortical lingual puede ser perforada durante la cirugía con la consiguiente hemorragia en el suelo de la boca (23). Todo ello conllevaría la difícil explicación al paciente y sus graves consecuencias éticas e incluso legales.

La elección de los distintos métodos diagnósticos que están a nuestro alcance es decisión del propio facultativo y son muchas las técnicas radiológicas disponibles hoy en día. Como difieren en cuanto a información, precisión, dosis de radiación, técnica de realización y coste económico, principalmente, conviene conocer las características de cada sistema de exploración para contar con el criterio suficiente para prescribir una u otra técnica en función de las necesidades de cada paciente implantológico (22).

La radiografía panorámica es la prueba de primera elección para la valoración global de un paciente a ser tratado con implantes. Sin embargo, ésta presenta ciertas carencias para proporcionar información diagnóstica respecto a las relaciones anatómicas específicas, volumen óseo disponible o inclinación del reborde alveolar (13) (24) (25) (26) (27).

En un estudio realizado por Petersson y col. en 1992 (28) evaluaron la posibilidad de insertar implantes unicamente con radiografía panorámica y concluyeron que en dos tercios de los casos era necesario realizar cortes tomográficos para obtener una información más precisa del grado de reabsorción ósea.

Puesto que la información que se obtiene de la radiografía convencional - radiografías periapicales, oclusales, panorámicas y laterales de cráneo- es limitada, se puede recurrir, para caracterizar el hueso edéntulo del maxilar y la mandíbula, a otras técnicas adicionales que proporcionan cortes tomográficos. Éstas son tanto la tomografía convencional o de cortes transversales -TCT- (28) (29) (30) (31), como la tomografía computarizada -TC- (32) (33) (34) (35) (36) (37).

No existe ninguna técnica de imagen perfecta. A menudo hay una relación entre la intensidad de la radiación y los costes generados y la información obtenida con una prueba. Cuantos más datos se necesiten, mayores serán las dosis de radiación y los costes de la exploración (38). Sin embargo, es difícil justificar la limitación del éxito de una medida quirúrgica o restauradora con el objeto de ahorrar gastos o aminorar la dosis de radiación, a menos que el diagnóstico por imagen conlleve un riesgo biológico o económico manifiesto (12).

Por otra parte, y ante la posible controversia que representa el exponer al paciente a una exploración radiológica (39) (40) (41), hemos de señalar que con la incorporación de nuevos métodos de estudio, utilización de protectores anatómicos, placas más sensibles, así como colimadores y sistemas de filtración, etc, se han conseguido minimizar entre un 40 y un 70 % las dosis de exposición, como lo demuestran los numerosos estudios al respecto (22) (39) (41) (42).

Así pues, dada la importancia de la información derivada de las radiografías, no es razonable oponerse a la utilización de las mismas con el pretexto de su potencial peligro de irradiación. Además, la falta de información derivada de no realizar la exploración radiológica completa, con frecuencia implica la incapacidad para llevar a cabo una valoración correcta del caso, lo que en muchas ocasiones puede comprometer seriamente el tratamiento y el pronóstico (22).

El cálculo de las ventajas e inconvenientes de las técnicas por imagen en implantología es muy complejo. Para un tipo determinado de exploración, los factores técnicos pueden variar considerablemente. Estos parámetros técnicos dependen del tamaño, la edad y la anatomía del paciente, así como de las preferencias del operario.

Las dosis de radiación varían significativamente dependiendo de las películas y los sensores, del kilovoltaje máximo, del miliamperaje, del tiempo, del número de imágenes por exploración y de la calidad de las imágenes necesaria para resolver aspectos diagnósticos específicos. La dosis para una exploración puede fácilmente multiplicarse por 7 ó 10, aunque las técnicas sean similares (12).

Para la mayoría de los autores estudiados (18) (32) (34) (35) (40) (43) (44) (45) (46) (47) (48) (49) (50) (51) (52), es la TC la exploración que más y mejor información aporta a la hora de estudiar un paciente candidato a tratamiento con implantes. Aunque la TC puede no ser necesaria o conveniente para todos los pacientes implantológicos, representa la técnica de imagen más definitiva para la planificación prequirúrgica y preprotésica. Sus principales limitaciones se deben a los costes y a la exposición de radiación, unos factores que hay que solventar al máximo con investigaciones y desarrollo de nuevos equipos.

La TC no sólo facilita información acerca del segmento óseo elegido, sino que también permite una valoración de todo el entorno maxilo-mandibular y especialmente de los dientes residuales, sobre todo de los ápices y del periodonto de los dientes adyacentes al lugar elegido para colocar los implantes (46).

En la actualidad la exploración mediante la TC aplicada a la cirugía oral implantológica, debe ser llevada a cabo con unidades de scanner que dispongan de programas de reformateado sagital para su aplicación en el territorio maxilofacial (49). En este sentido hay que indicar que son muchos los programas informáticos comercializados y algunos de ellos disponen incluso de sistemas que permiten la colocación simulada del implante en la zona elegida (46) (53).

La particularidad de estos softwares es su capacidad para reproducir imágenes exactas, con espesores de corte muy finos (1 mm aproximadamente). Estos programas, mediante un proceso de reformateado multiplanar, ofrecen cortes sagitales, frontales, transversales y panorámicos del objeto explorado (54).

Su principio es siempre idéntico; se trata, a partir de los datos numéricos obtenidos y grabados en el transcurso de los cortes axiales de adquisición (plano palatino o plano mandibular), de conseguir cortes bidimensionales en los demás planos del espacio: plano coronal, plano sagital, cortes oblicuos y curvos.

Además es posible valorar, aunque de manera aproximativa, la calidad del hueso alveolar residual a partir de los cortes de TC. Muchas veces estas informaciones son suficientes y corroboradas por la impresión clínica del cirujano, aunque en ocasiones puedan existir discrepancias entre el aspecto de las imágenes y la percepción real del implantólogo (46).

Vemos pues como, en el momento actual, se está tratando de conseguir técnicas a través de la imagen que resulten asequibles, precisas y lo más inocuas posible a la hora de planificar un tratamiento quirúrgico con implantes. No obstante, todas estas técnicas presentan limitaciones, lo que plantea la necesidad de desarrollar nuevos procedimientos o mejoras en los ya existentes para que sean cada vez más eficaces y precisos.

El NEWTOM es un equipo de TC recientemente desarrollado en Italia para la valoración diagnóstica preimplantológica y ofrece nuevas y mejores posibilidades dentro de la TC, tanto diagnósticas, como para el paciente. El NewTom emite dosis de radiación menores que otros equipos de TC y su coste es también más reducido. Emplear este equipo en la práctica diaria le convertiría en una técnica muy útil en el campo de la implantología.

No existe hasta ahora mas que una cita encontrada en la bibliografía a cerca de este equipo, por lo tanto los resultados que se obtengan de cualquier estudio realizado sobre el mismo y su implicación en el diagnóstico implantológico, contribuiría a su difusión, investigaciones futuras e incluso mejoras en el rendimiento del equipo actual.

El objetivo fundamental de nuestro estudio es valorar la fiabilidad y utilidad de la TC llevada a cabo con el equipo específico NewTom en el diagnóstico preimplantológico. El justificar y demostrar sus ventajas con respecto a otros sistemas lo creemos motivo de estudio. Con ello se brindarían mayores posibilidades tanto para el paciente como para el profesional.

Otra meta en nuestro estudio es valorar la utilidad del sistema NewTom en combinación con la radiografía panorámica, indispensable en cualquier paciente

implantológico. Estudiar las ventajas globales que ofrecen estas dos exploraciones que se complementan es otra de las finalidades de este trabajo.

Las técnicas de diagnóstico por imagen en implantología están avanzando de forma espectacular, esto hace que sean necesarios estudios y comparaciones de los diferentes sistemas y de las mejoras que éstos adquieren día a día. De esta forma, consideramos justificado un estudio que analice todas las exploraciones disponibles.

Además en nuestro estudio se intentarán obtener conclusiones generales a cerca de la anatomía y calidad óseas en el sector mandibular anterior, zona mesial a los agujeros mentonianos, de aquellos pacientes desdentados y, por tanto subsidiarios de ser tratados con implantes dentales.

En conclusión, con nuestro trabajo analizaremos:

1. Las características estructurales, anatómicas y funcionales del desdentado mandibular.
2. Las características de las diferentes técnicas por imagen y, principalmente radiográficas de que disponemos para el diagnóstico preimplantológico.
3. Los criterios que siguen y las pruebas que recomiendan los autores en la bibliografía consultada.
4. Las ventajas e inconvenientes del equipo de TC Newtom recientemente diseñado.
5. Los valores obtenidos de los parámetros de estudio aportados por la radiografía panorámica comparados con los registrados por la TC.
6. Los grados de reabsorción y calidad óseas en el sector anterior mandibular.

7. La visibilidad del agujero mentoniano, su bucle y el nervio incisivo en las técnicas estudiadas, pues en implantología son estructuras de especial interés.

De esta manera, creemos que la realización de un estudio que trate de establecer unas bases científicas sobre las consideraciones anteriormente mencionadas justifica, en alguna medida, el desarrollo de este trabajo como Tesis Doctoral.

2. HIPÓTESIS DE TRABAJO Y OBJETIVOS

En la implantología del sector anterior mandibular, además de los conocimientos de anatomía, resulta esencial disponer de métodos de diagnóstico por imagen adecuados que permitan conocer con exactitud el grado de reabsorción del reborde alveolar y su inclinación, la calidad ósea, la localización del agujero mentoniano y el bucle del mismo y la existencia de conducto incisivo o de alguna patología ósea residual.

La reducción ósea alveolar es crónica, progresiva, irreversible y acumulativa. Normalmente actúa lentamente en un periodo de tiempo largo. El incremento anual de pérdida ósea tiene efecto acumulativo dejando cada vez un reborde residual menor.

El índice de reducción y la cantidad total de hueso perdido en este proceso varía de un individuo a otro, en el mismo individuo varía en distintos periodos de tiempo e, incluso en el mismo tiempo, en diferentes áreas del maxilar. Puesto que es crónica y progresiva ocasiona a los pacientes repetidos problemas mucosos, funcionales, psicológicos y estéticos. Y porque es acumulativa, el paciente cada vez está más discapacitado dentalmente (55).

En los casos más extremos de reabsorción mandibular el nervio dentario inferior aflora en la cara superior de la rama horizontal conservando o no su cortical ósea. De igual forma este nervio en su salida por el orificio mentoniano puede pasar de vestibular a supracrestal (46) (56).

La mayor cantidad de hueso mandibular disponible se encuentra entre los orificios mentonianos o los bucles anteriores, si existen. Se forma un bucle anterior en el conducto mandibular cuando el complejo neurovascular discurre anterior e inferior al agujero mentoniano.

Con el avance de las técnicas de implantología y el aumento en la frecuencia de cirugías ortognáticas se ha incrementado la posibilidad de realizar procedimientos quirúrgicos cerca del agujero mentoniano (57), por lo tanto resulta fundamental conocer de antemano con la mayor exactitud posible su ubicación. Sin embargo, sabemos que en un gran número de radiografías panorámicas el agujero mentoniano y, sobre todo su bucle, no se aprecia de forma parcial o total (56).

En la sínfisis mandibular la reabsorción ósea sigue hasta las apófisis geni que dan inserción al músculo geniogloso y al músculo genihioideo. La sección de la sínfisis así remodelada toma forma de una “gota de agua” en los cortes bidimensionales sagitales. Afortunadamente la cantidad de hueso alveolar disponible siempre permanece mayor en esta zona, debido a que el capital óseo inicial es más abundante.

En muchos casos se puede también localizar un conducto incisivo independiente que nace del conducto mandibular antes de que termine en el agujero mentoniano. Este conducto incisivo, que contiene los nervios sensitivos destinados al grupo incisivo-canino, sigue hacia adelante pasando por debajo del agujero mentoniano en una curva amplia abierta hacia arriba antes de volverse casi vertical para llegar a los ápices de los incisivos. Su localización puede ser útil para evitarlo sobre todo en la sínfisis (46).

El éxito clínico a largo plazo de los implantes depende en gran parte tanto de la cantidad, como de la calidad de hueso disponible (3) (4) (6) (58) (59) (60) (61) (62) (63) (64). Los datos recogidos de la bibliografía indican que el índice más alto de supervivencia de los implantes se recoge en la mandíbula (65) (66). Su tejido óseo denso aumenta el porcentaje de contacto hueso-implante y ofrece

mayor estabilidad primaria a la fijación durante el periodo de cicatrización posterior a la cirugía.

La calidad ósea afecta a otras facetas de la rehabilitación con implantes como son: la velocidad de fresado y la secuencia, el uso de terraja ósea y/o avellanador, la longitud y número de implantes a colocar, el periodo de cicatrización, el esquema oclusal y el plan de tratamiento prostodóncico (3).

De este modo, uno de nuestros objetivos será valorar la fiabilidad de la TC mediante el equipo NewTom para determinar el grado de reabsorción del reborde residual, la localización de estructuras anatómicas de interés y la calidad ósea en comparación a la radiografía panorámica.

Sólo los cortes de adquisición axiales y las reconstrucciones bidimensionales oblicuas permiten evaluar el nivel de reabsorción en sentido transversal tanto a cargo de la vertiente vestibular como de la vertiente lingual o de las dos. Estos cortes tomográficos aclaran la ilusión frecuente en la radiología convencional panorámica de una altura crestal conservada cuando en realidad la reabsorción sólo nos ha dejado procesos alveolares altos pero filiformes llegando hasta el extremo de las crestas en “filo de cuchillo”, totalmente inadecuadas para una cirugía implantaria (46).

La tomografía computarizada (TC) desde que fue introducida por Hounsfield en 1970 ha ido adquiriendo un interés creciente en la valoración de lesiones maxilofaciales (43). Los avances tecnológicos junto con la multiplicación de los equipos radiológicos permitieron, a mediados de los años ochenta, los primeros intentos de chequeos preimplantológicos por TC (35).

Sin embargo, es a principios de los 90 cuando las técnicas tomográficas han adquirido mayor auge con la incorporación de programas informáticos específicos para el diagnóstico en implantología y diversos autores como Theisen (67), Chen (68), Peterson (28) y Fredholm (25) las consideran procedimientos complementarios que, junto a la radiografía panorámica, permiten realizar una valoración de los maxilares en tres dimensiones, al proporcionar información adicional en el plano vestibulo-lingual.

Precisamente, los continuos avances experimentados en el campo de la implantología oral deben su éxito, en parte, a la posibilidad de estudio de zonas anatómicamente comprometidas mediante la incorporación de nuevos métodos radiológicos que permiten planificar con gran precisión la estrategia quirúrgica en los pacientes subsidiarios de tratamiento con implantes (22) (69).

Para la mayoría de los autores estudiados (18) (32) (34) (35) (40) (43) (44) (45) (46) (47) (48) (49) (50) (51) (52), la TC, apoyada en programas de software específicos para el estudio preimplantológico, es la técnica más indicada. Sin embargo tiene como desventajas principales mayor dosis de radiación y costes más elevados, parámetros ambos que con el NewTom han conseguido ser reducidos considerablemente.

La revisión bibliográfica pone de manifiesto que en algunos casos existe la tendencia a no realizar cortes tomográficos en la zona intermentoniana y limitar las pruebas diagnósticas a la radiografía panorámica junto con una telerradiografía en algunos casos (2) (3) (4) (8) (17). Sin embargo, la telerradiografía, además de otros inconvenientes, no permite establecer espesores del reborde fuera de la línea media añadido a las superposiciones que se reflejan en ella. Nuestro criterio es que en esta zona también son necesarios cortes tomográficos que definan la anatomía

exacta del reborde óseo residual en las tres dimensiones.

Haremos un pobre servicio al paciente si utilizamos o recomendamos alguna técnica de imagen basándonos únicamente en consideraciones como la dosis de radiación, los costes o intereses personales. Generalmente se puede acceder incluso a las pruebas más sofisticadas, y en el contexto de los costes globales del tratamiento implantológico, la prueba más cara suele resultar asequible si se prescribe juiciosamente (12).

Teniendo en cuenta estas consideraciones y con la intención de aportar al implantólogo criterios para la selección de las técnicas diagnósticas más adecuadas, nos planteamos como Hipótesis de Trabajo: **Comprobar la variabilidad en el diagnóstico de las dimensiones y angulación del reborde, calidad ósea y localización de estructuras anatómicas del sector intermentoniano mediante la realización de radiografía panorámica y tomografía computarizada con el equipo NewTom.**

Aunque existen múltiples sistemas de TC y de programas de software específicos para implantología oral de mayor resolución, por las ventajas que el sistema NEWTOM ofrece lo consideramos como una técnica muy positiva en el diagnóstico del paciente candidato a implantes.

El valor de cualquier prueba diagnóstica depende de la validez de la información que puede obtenerse de ella (13). Así pretendemos comprobar la utilidad de este nuevo equipo y analizar sus ventajas y así, ampliar el abanico de posibilidades diagnósticas en implantología.

Todo ello, como se ha dicho, tiene un objetivo práctico específico que es

ofrecer unos criterios al implantólogo que le faciliten la elección de las técnicas más indicadas en el diagnóstico preimplantológico según las necesidades particulares de cada paciente. En la bibliografía estudiada, se observa gran diferencia en las técnicas recomendadas por distintos autores, incluso en casos clínicos similares. Esto confirma la duda que existe sobre este tema.

Tampoco existen datos sobre las diferencias en las medidas obtenidas en la radiografía panorámica y las registradas en la tomografía computarizada mediante el NewTom. Luego éste será otro de los objetivos de nuestro estudio.

Por ello, los **OBJETIVOS** que pretendemos alcanzar son los siguientes:

1. Realizar un análisis comparativo entre los parámetros estudiados en la radiografía panorámica y los registrados en la tomografía computarizada y determinar cualitativamente la capacidad de ambas técnicas de ofrecer imágenes nítidas de los detalles anatómicos de interés en la zona estudiada.
2. Comprobar la simetría del patrón de reabsorción y calidad óseas en el sector intermentoniano.
3. Clasificar la imagen radiológica del agujero mentoniano y establecer su frecuencia, así como analizar la distancia entre ambos orificios, para así establecer el espacio implantológico disponible.
4. Determinar la diferencia de las medidas máximas del reborde obtenidas en las imágenes planas y en los cortes transversales y calcular la altura ósea útil implantológicamente.

5. Definir la utilidad de la radiografía panorámica en combinación con la tomografía computarizada mediante el sistema NewTom en el diagnóstico implantológico del desdentado mandibular anterior.

3. INTRODUCCIÓN

3. 1. CONSIDERACIONES MORFOLÓGICAS MANDIBULARES

3. 1. 1. CARACTERÍSTICAS ANATÓMICAS

En la mandíbula se distinguen tres partes, el *cuerpo* y dos porciones laterales, las *ramas ascendentes*, que se levantan en sus extremos posteriores. El cuerpo está incurvado en forma de herradura. Presenta una cara anterior convexa, una cara posterior cóncava, un borde superior o alveolar y un borde inferior libre (Fig. 1).

En la cara anterior se observa en la línea media una cresta vertical llamada *sínfisis mentoniana*. Es la huella de la unión de las dos porciones laterales que integran el maxilar inferior. La sínfisis del mentón termina por abajo en un vértice triangular de base inferior que es la *eminencia mentoniana*.

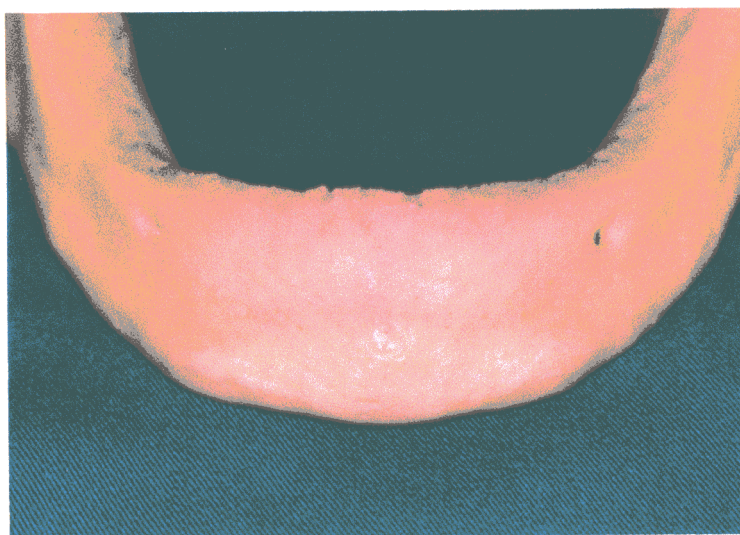


Figura 1. Vista anterior de la mandíbula.

De ésta nace a cada lado una cresta llamada *línea oblicua externa*, que se dirige hacia atrás y hacia arriba y que se continúa con el labio externo del borde anterior de la rama ascendente. Por arriba de la línea oblicua externa se encuentra el *agujero mentoniano*. Según autores como Rouvière (70) y Fishel y col. (71) este orificio se sitúa a la misma distancia de los dos bordes de la mandíbula y en una

vertical que pasa entre los dos premolares, o por uno u otro de estos dos dientes. Da paso a los vasos y nervio mentonianos.

En la cara posterior se observa en la parte media y cerca del borde inferior cuatro pequeños salientes superpuestos, dos a cada lado, que son las *apófisis geni*. Las apófisis geni superiores proporcionan inserción a los músculos genioglosos y las inferiores a los músculos genihioideos. Comúnmente las apófisis geni inferiores, y a veces las cuatro, se fusionan en una sola.

De las apófisis geni nace a cada lado una *línea oblicua interna* o *milohioidea*. Ésta se dirige hacia arriba y hacia atrás y termina en la rama ascendente formando el labio interno de su borde anterior. Le proporciona inserción al músculo milohioideo. Por debajo de ella corre un estrecho surco llamado *surco milohioideo* por el que caminan los vasos y el nervio del mismo nombre.

La línea oblicua interna divide la cara posterior del cuerpo de la mandíbula en dos partes. Una parte superior excavada, más alta por delante que por detrás que se llama *fosa sublingual* y aloja a la glándula sublingual. La otra, inferior, es más alta atrás que delante y está en gran parte ocupada por una depresión, la *fosa submaxilar*, que ocupa la glándula submaxilar.

El borde superior del cuerpo mandibular está excavado por los alveolos dentarios. El borde inferior es grueso, obtuso y liso. Presenta, a cada lado de la línea media, una superficie ovalada y ligeramente deprimida, la *fosa digástrica*, en la cual se inserta el vientre anterior del músculo digástrico.

El conducto dentario inferior comienza en la cara interna de la rama ascendente y se dirige hacia abajo y hacia delante, describiendo una curva de concavidad anterosuperior. Puede ser un conducto de paredes bien delimitadas o un simple trayecto a través de mallas de tejido esponjoso. Suele dividirse en un conducto mentoniano y en un conducto incisivo. Si el nervio mentoniano sale por el agujero mentoniano, el nervio incisivo continúa su camino hacia adelante, no en un conducto de paredes definidas, sino a través de las células de tejido esponjoso (72).

Acompañado por la arteria dentaria inferior, el nervio dentario inferior penetra por el conducto dentario donde puede presentar dos disposiciones bastante diferentes (70):

- En dos tercios de los casos aproximadamente, el nervio discurre con los vasos dentarios inferiores por el conducto hasta el orificio mentoniano. En este punto se divide en dos ramas terminales, el nervio mentoniano y el nervio incisivo. El nervio mentoniano atraviesa el agujero mentoniano y se resuelve en numerosas ramas terminales destinadas a la mucosa y piel del labio inferior así como al mentón. El nervio incisivo se dirige hacia delante y da ramas al canino, los incisivos y la encía.
- En un tercio de los casos, el nervio dentario se divide desde su entrada en el conducto en dos ramas terminales, el nervio mentoniano, que alcanza el agujero mentoniano sin dar ramas dentarias y el nervio dentario propiamente dicho, el cual frecuentemente se anastomosa con el mentoniano dando todos los nervios dentarios. En este caso no existe nervio incisivo.

Un estudio realizado por Chavez Lomeli y col. (73) en 1996 sobre mandíbulas del museo de Antropología e Historia de Méjico, mostraba que el conducto para el nervio incisivo se forma primero en el feto, seguido del conducto para los molares temporales y por último uno ó más para los molares permanentes. En la mayoría de los adultos se observaron tres canales diferentes en cada hemimandíbula, y estos canales transcurren directamente desde la superficie lingual de la rama mandibular hasta los distintos grupos de dientes.

Según estos autores, el nervio dentario inferior se encuentra en la mandíbula como tres paquetes nerviosos individuales originarios de diferentes estadios del desarrollo prenatal. Además, consideran como hipótesis que el patrón de agenesia dentaria dentro de estos tres grupos de dientes estaría relacionado con estos tres paquetes independientes de innervación dentaria.

Para los autores Pogrel y col. (74) algo de la innervación de los incisivos inferiores proviene de la reentrada de ramas terminales del nervio mentoniano a través de la cortical vestibular de la mandíbula. Este fenómeno, que ellos encontraron en el 40 % de los cadáveres estudiados, explica la innervación cruzada desde el nervio mentoniano contralateral y el hecho de que la anestesia infiltrativa en el surco labial produzca bloqueo sensitivo de los incisivos inferiores.

Sin embargo, otros autores como Desantis y col. (75) y Roda y col. (76) explican esta innervación cruzada por las anastomosis del nervio incisivo con su contralateral atravesando la línea media.

Aunque resulta inusual (ocurre menos del 1 %), no es raro encontrar un canal bífido, con un sólo orificio mandibular y dos canales iguales y cercanos (75). Más raro aún es encontrar dos canales perfectamente separados (77). Todo

esto pone de manifiesto la variabilidad anatómica de los nervios y vasos sanguíneos de la mandíbula.

En el feto y en el niño pequeño, la mandíbula está recorrida por otro conducto llamado *conducto de Serres* subyacente al conducto dentario inferior. Contiene únicamente vasos y desde el nacimiento tiende a obliterarse y a desaparecer. Sin embargo, en algún caso puede mantenerse en el adulto (72).

En implantología mandibular es imprescindible localizar el conducto del nervio dentario inferior puesto que constituye el mayor peligro de la cirugía. La posición del conducto es clásicamente lingual salvo en su segmento anterior cuando emerge a través del agujero mentoniano. De modo que el trayecto del conducto descrito en los libros de anatomía forma una X con el eje mayor del cuerpo de la mandíbula (46).

Aunque se ha escrito en los libros de anatomía que el agujero mentoniano se encuentra centrado verticalmente en la mandíbula en pacientes con dentición completa (70) (71), el estudio realizado por Yosue T. y col. (57) de la posición vertical de éste en radiografías panorámicas reflejó que frecuentemente se sitúa más bajo de lo esperado. Aunque la angulación vertical de la radiografía panorámica puede ser una razón de esta discrepancia, existen otros motivos que contribuyen a la posición más baja del agujero mentoniano. El orificio mentoniano radiográfico puede representar en realidad, una sección del canal mentoniano y no del agujero en sí (78).

Normalmente, la altura vertical desde el borde inferior de la mandíbula hasta el agujero mentoniano es de unos 10 a 12 mm, y desde el conducto

mandibular hasta el borde inferior (por delante del primer molar) de unos 8 a 10 mm.

En ocasiones, puede ser difícil observar la posición del agujero mentoniano, por lo tanto, si se observa una altura total de 20 a 24 mm en el cuerpo de la mandíbula, se puede intuir que hay altura suficiente para colocar implantes. La distancia desde el agujero o el conducto al borde inferior representa un tercio de la altura original del hueso en esta región en pacientes dentados, por tanto, es posible calcular el porcentaje de altura ósea vertical perdida (3).

La apariencia radiológica del agujero mentoniano la clasificaron Yosue T. Y col. (57) en cuatro tipos:

1. Forma *continua*, que muestra continuidad entre el canal mandibular y el agujero mentoniano.
2. Forma *separada*, en la cual el agujero mentoniano se observa claramente separado del conducto dentario inferior.
3. Forma *difusa*, en la cual el agujero mentoniano presenta bordes indeferenciados.
4. Forma *no identificada*, en la que el agujero mentoniano no se identifica en condiciones de exposición y visualización normales.

Cuando aparece como si fuese un orificio múltiple, el verdadero agujero mentoniano radiográficamente se puede considerar la marca más superior y posterior porque hay una posibilidad de que una parte del conducto dentario inferior se observe como un segundo o tercer agujero. El orificio mentoniano con borde definido de hueso denso lo consideran como una subdivisión de la forma separada.

En algunas ocasiones, la división del canal mentoniano puede resultar inapreciable y la imagen radiográfica del agujero mentoniano parece como una pipa de fumar. Esta forma lo consideran una subdivisión de la forma continua.

El bucle anterior del paquete vasculonervioso del nervio dentario inferior es una estructura anatómica bien conocida y descrita en todos los libros de anatomía. Se forma un bucle anterior en el conducto mandibular cuando el complejo neurovascular discurre anterior e inferior al agujero mentoniano. Según Misch (3) aproximadamente un 12 % de los pacientes presentan un bucle del nervio dentario inferior y suele extenderse hasta 5 mm anterior al agujero mentoniano.

En las mediciones radiográficas la longitud de este bucle se estima entre 3 a 5 mm. Como los resultados obtenidos mediante radiografía convencional pueden ser inadecuados, Yosue y col. (78) y Arzouman y col. (79) realizaron las mediciones con testigos metálicos alrededor del foramen y en el trayecto del canal de mandíbulas resecaas. Estos estudios muestran que el bucle no mide más de 5 mm de longitud.

Para Roenquist (80) el bucle anterior del nervio dentario inferior no existe en la mayoría de los pacientes, y en caso de existir no mide más de 1 mm de longitud. Además la forma de la ramificación y el espesor de las ramas terminales del paquete vasculonervioso son variables.

Roenquist (80) hace una clasificación anatómica de los tipos de ramificación del nervio dentario inferior en función de la forma de dividirse y del espesor de sus ramas terminales. El nervio dentario puede dividirse en el nervio mentoniano y en el nervio incisivo formando una "T" más o menos marcada o formando una "Y". Además el espesor de estas divisiones nerviosas puede ser

igual o puede resultar de la ramificación un nervio incisivo más fino que el nervio mentoniano.

En muchos casos se puede también localizar radiográficamente el conducto incisivo independiente, que nace del conducto mandibular antes de que termine en el agujero mentoniano. Este conducto incisivo que contiene los nervios sensitivos destinados al grupo incisivo-canino sigue hacia adelante pasando por debajo del agujero mentoniano en una curva amplia abierta hacia arriba antes de volverse casi vertical para llegar a los ápices de los incisivos. Su localización puede ser útil para evitarlo sobre todo en la sínfisis (46).

3. 1. 2. DISPONIBILIDAD ÓSEA

La disponibilidad ósea es la cantidad de hueso existente en las diferentes dimensiones del espacio en una zona determinada del reborde alveolar desdentado y que se determina para la posible colocación de implantes. Va a estar delimitada por diferentes estructuras en el maxilar superior y en la mandíbula.

La determinación de la disponibilidad ósea tendrá como fin no sólo valorar si hay tejido óseo suficiente, sino tratar de conseguir la máxima superficie de osteointegración para cada caso. Además habrá que tener en cuenta la cantidad de hueso remanente que quedará alrededor de las fijaciones, así como el margen de seguridad que deseemos para aproximarnos a estructuras como el nervio dentario inferior, el agujero mentoniano o el periodonto de dientes vecinos (2).

El esqueleto humano acumula hueso hasta una edad de aproximadamente 30 años, a partir de la cual comienza una pérdida ósea gradual (81). La mandíbula, al igual que otros huesos del organismo, sufre una disminución de la calidad y contenido mineral óseos dependiente del sexo y de la edad. Este proceso se debe al desequilibrio entre la aposición ósea fisiológica y la reabsorción que tienen lugar dentro del hueso compacto y trabecular (82) (83).

Aunque sigue sin conocerse bien la causa de la reabsorción mandibular avanzada, sí se conocen perfectamente las consecuencias que tiene para el paciente edéntulo. Conforme avanza la reabsorción, va disminuyendo la superficie disponible para el apoyo de la prótesis, desaparece el vestíbulo bucal y disminuye el soporte para el labio inferior.

Las inserciones musculares emigran en dirección crestal. Aumenta la distancia entre las arcadas dentales y el maxilar inferior tiende a asumir una falsa clase III con respecto al maxilar superior. Cuando se pierde completamente el

hueso alveolar una parte del nervio dentario inferior puede discurrir por la superficie supracrestal del mermado cuerpo mandibular (85).

Tras la pérdida de los dientes, el reborde residual decrece de forma continua especialmente como resultado de la reabsorción vertical. Este proceso parece estar provocado por la falta de inducción de cargas fisiológicas a través de las raíces dentarias y por la actuación no fisiológica de las prótesis sobre el reborde. Estas últimas transfieren las fuerzas masticatorias principalmente al hueso cortical y no, como las raíces, al hueso trabecular (82).

Los antecedentes de pérdidas dentales de un paciente nos ayudan a determinar la velocidad y el grado de reabsorción ósea (84). El hueso que encontremos puede ser alveolar y / o basal. Éste último existe haya dientes o no y da soporte a las arcadas óseas e inserción a la mayoría de los músculos. El hueso alveolar se mantiene siempre que los dientes estén sanos. Un diente o implante sano mantendrá el hueso alveolar como resultado de la transmisión de cargas fisiológicas (60).

Lekholm y Zarb, 1985.

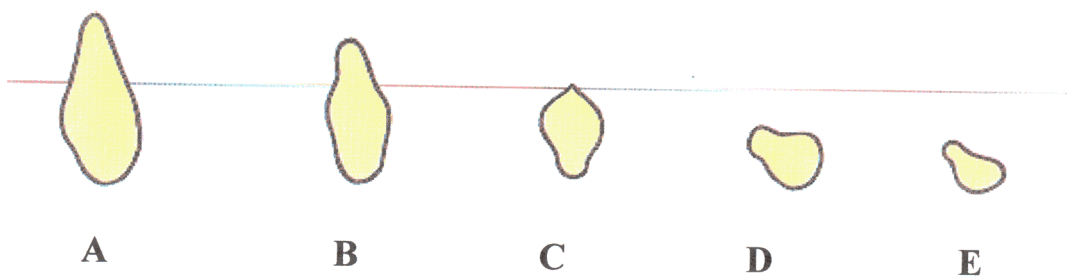


Figura 2. Clasificación de la cantidad ósea de *Lekholm y Zarb* de 1985 (6).

Lekholm U. y Zarb A. propusieron en 1985 (6) una clasificación de la cantidad ósea en cinco grupos generales de diversas formas maxilares, basada en su experiencia clínica (Fig. 2):

- Tipo A: Está presente la mayor parte de la cresta alveolar.
- Tipo B: Ha tenido lugar una reabsorción moderada de la cresta residual.
- Tipo C: Ha tenido lugar una reabsorción avanzada de la cresta residual y sólo queda el hueso basal.
- Tipo D: Ha comenzado la reabsorción del hueso basal.
- Tipo E: Ha tenido lugar una reabsorción extrema del hueso basal.

Atwood en 1971 (55) ya considera la reducción en el tamaño de los rebordes residuales como una enfermedad oral compleja, cuyas características identificables y secuelas indeseadas afectan a millones de personas. Para entender mejor la etiología y dirigir de forma correcta el tratamiento y la prevención o control de esta enfermedad, en su estudio se deben analizar:

- A. Su *patología*, que son los cambios macro y microestructurales de la enfermedad.
- B. Su *fisiopatología*, que son los mecanismos o desórdenes funcionales de la enfermedad.
- C. Su *patogénesis*, que es el curso de la patología.
- D. Su *epidemiología*, lo que es la prevalencia en todo el mundo y el conjunto de factores interrelacionados.

A. Patología.

Estudios longitudinales cefalométricos ofrecen una excelente visualización de los patrones macroscópicos de esta pérdida ósea. La superposición de los trazados cefalométricos realizados en estos estudios muestran que la reducción alveolar ocurre en la cresta, vestibular y lingualmente. El índice de reducción y la cantidad total de hueso perdido en este proceso varía de un individuo a otro, en el mismo individuo varía en distintos periodos de tiempo e, incluso en el mismo tiempo, en diferentes partes del maxilar.

En algunos casos la reabsorción del reborde alveolar deja un exceso de fibromucoperiostio, mientras que en otras ocasiones, aparece mucoperiostio adherido sin tejido sobre la cresta alveolar. De igual forma, puede que existan o no signos de inflamación en las áreas de reabsorción.

Atwood describió en 1963 (55) seis tipos de forma de reborde alveolar en función de la reducción ósea (Fig. 3):

- Tipo I: Reborde pre-extracción.
- Tipo II: Reborde post-extracción.
- Tipo III: Reborde alto y bien redondeado.
- Tipo IV: Reborde en “filo de cuchillo”.
- Tipo V: Reborde bajo bien redondeado con o sin hueso cortical en la superficie de la cresta alveolar.
- Tipo VI: Reborde deprimido sin hueso cortical en la cresta.

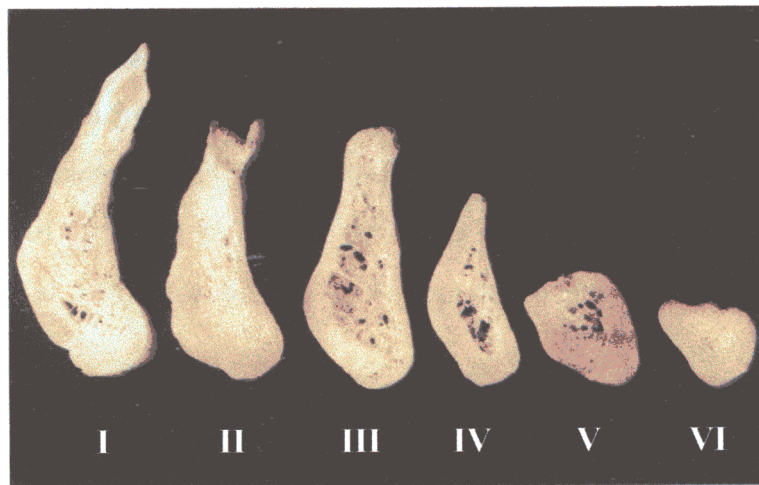


Figura 3. Clasificación de la cantidad ósea de *Atwood*

B. Fisiopatología.

Los estudios de microscopía han revelado evidencia de actividad osteoclástica externa como el mecanismo por el cual se produce la pérdida ósea macroscópica. Claramente, la cantidad de pérdida de hueso puede ser mayor que el espesor original de la cortical ósea. No obstante, con frecuencia existe alguna imagen de una capa de cortical incluso en los estadíos tardíos de la reabsorción. Esto significa que en dichos pacientes se está depositando hueso nuevo internamente mientras se produce reabsorción externamente.

Pero este remodelado óseo no siempre ocurre con el mismo éxito y esto se muestra en muchos pacientes en los que no existe lámina de hueso cortical en la cresta de sus rebordes alveolares. Si no se produce depósito de nuevo tejido óseo endostealmente, la cortical se hará cada vez más delgada hasta desaparecer completamente.

El producto final de este crecimiento interno se denomina hueso endosteal y se caracteriza o bien por un aspecto de “verticilo enroscado”, cuando el crecimiento óseo ocurre dentro de un área trabeculada, o bien por una zona de hueso lamelar circunferencial, ininterrumpido, liso y regular cuando el tejido óseo nuevo se deposita en capas en la cara interna de la cortical. En cada caso, la configuración del nuevo hueso depende de la configuración de la superficie ósea sobre la cual se deposita.

Atwood y col. (55) encontraron evidencia de estos dos tipos de crecimiento interno en microrradiografías realizadas a rebordes residuales, sin evidencia alguna de crecimiento externo sobre la cresta alveolar. El tipo de neoformación ósea más frecuentemente encontrado fue el hueso endosteal con forma de “verticilo enroscado” debido al depósito de láminas de tejido óseo nuevo sobre el trabecular ya existente. Sin embargo encontraron ejemplos de ambos tipos de neoformación en un mismo espécimen.

C. Patogénesis.

Después de la extracción de los dientes, cualquier borde afilado (tipo II) remanente se redondea mediante reabsorción externa dejando un reborde bien redondeado (tipo III). Según va continuando la pérdida ósea en las caras lingual y labial, el reborde residual se va estrechando hasta dejar una forma en “filo de cuchillo” (tipo IV). El proceso sigue avanzando y el “filo de cuchillo” se acorta o incluso desaparece, dejando un reborde bajo y bien redondeado o incluso plano (tipo V). En los casos extremos la reabsorción es tanta que deja un reborde deprimido (tipo VI) (Fig. 3).

La reducción ósea alveolar es crónica, progresiva, irreversible y acumulativa. Normalmente actúa lentamente en un periodo de tiempo largo. El incremento anual de pérdida de hueso tiene efecto acumulativo dejando cada vez un reborde residual menor.

La reducción del reborde residual parece ser potencialmente ilimitada. Ambos huesos, trabecular y cortical, pueden ser reabsorbidos independientemente de cómo de calcificados estuviesen previamente. Esta pérdida ósea avanza a lo largo de los años incluso por debajo de la línea mucogingival, las inserciones musculares, las apófisis geni, la línea milohioidea y el nivel del hueso periapical. Puesto que es crónica y progresiva ocasiona a los pacientes repetidos problemas mucosos, funcionales, psicológicos, estéticos y económicos. Y porque es acumulativa, el paciente cada vez está más discapacitado dentalmente.

D. Epidemiología.

No existen resultados estadísticamente significativos que relacionen la reabsorción de los rebordes residuales con factores como la geografía, edad, sexo, raza, tamaño corporal o morfología facial. Es un proceso multifactorial y el índice de reabsorción no depende de un solo factor, sino de la concurrencia de dos o más cofactores.

Los posibles factores se pueden agrupar en tres categorías:

1. Factores *anatómicos*, como son tamaño y forma del reborde, tipo de hueso y tipo de mucoperiostio.
2. Factores *biológicos*, como son edad, sexo, equilibrio hormonal y osteoporosis.

3. Factores *mecánicos*, tanto funcionales: frecuencia, dirección y cantidad de fuerza aplicada sobre el reborde residual, así como prostodóncicos: tipo de prótesis, nivel de ajuste de la misma y distancia interoclusal.

El remodelado esquelético, aunque variable, es frecuentemente evidente y algunas veces extremo en el desdentado total mandibular. Depende a su vez de la reducción de las fuerzas y de la persistencia de las inserciones de los músculos masticatorios. En la rama horizontal de la mandíbula la reabsorción ósea avanza en el hueso basal más bien hacia vestibular para detenerse en la línea de inserción del músculo milohioideo. De manera que la cresta se desplaza hacia lingual dándole a la sección mandibular una forma de triángulo de base superior e inclinado desde lingual hacia vestibular y desde arriba hacia abajo.

En la sínfisis la reabsorción ósea sigue hasta las apófisis gení que dan inserción al músculo geniogloso y al músculo genihioideo. La sección de la sínfisis así remodelada toma forma de una “gota de agua” en los cortes bidimensionales sagitales. Afortunadamente la cantidad de hueso alveolar disponible siempre permanece mayor en esta zona, debido a que el capital óseo inicial es más abundante (46) (85).

A la hora de valorar la disponibilidad ósea también hay que tener en cuenta las posibles consideraciones patológicas mandibulares. De manera general, toda lesión ósea maxilar o mandibular, como son quistes y tumores odontogénicos o no, lesiones inflamatorias y/o infecciosas, etc, debe ser buscada y, cuando existe, cuidadosamente estudiada y tratada, ya que puede constituir un obstáculo transitorio o definitivo para la cirugía implantaria (46) (86).

Anatómicamente, la estructura que posiblemente más atención merece desde el punto de vista quirúrgico por las complicaciones que de su lesión se pueden derivar, es el nervio dentario inferior. Además, hay que tener en cuenta que éste, antes de su salida por el agujero mentoniano, describe en algunas ocasiones una curva de convexidad anterior, lo que supone una limitación añadida para la colocación de los implantes (2).

La posibilidad de insertar un implante puede determinarse después de haber estudiado los aspectos morfológicos estructurales presentes. En general todos los maxilares, independientemente de su forma y calidad ósea, pueden ser tratados según los mismos procedimientos convencionales. Las únicas excepciones son aquellos maxilares con una reabsorción de la cresta residual tan excesiva que sea necesario un procedimiento de injerto preliminar (15) (87).

3. 1. 3. CALIDAD ÓSEA

Para realizar un correcto diagnóstico en implantología conviene conocer, además de la disponibilidad, la densidad ósea. Éste es el segundo criterio más importante, después de la cantidad de hueso, a tener en cuenta a la hora de programar una cirugía con implantes (60) (69).

Existen abundantes trabajos que señalan la calidad ósea, sea por defecto o por exceso, como posible causa de la pérdida de implantes (59) (62) (63) (64) (88) (89).

En el esqueleto humano del adulto entre un 5 y 10 % del hueso existente se renueva cada año. El recambio del hueso cortical en la mayoría de las zonas es cerca del 5 % al año, mientras que la renovación del hueso trabecular alcanza incluso niveles del 20 %. Lo característico del remodelado óseo es que no es uniforme; difiere entre un hueso y otro, entre el hueso cortical y el trabecular y entre el hueso trabecular de distintas zonas dentro del mismo hueso (81).

Tanto el hueso cortical como el esponjoso sirven como estructura base para el funcionamiento de los implantes. Su respuesta biológica bajo la acción de las cargas mecánicas es un factor primordial en el pronóstico de los implantes a largo plazo (90). Se ha demostrado que la estructura ósea depende de la dirección, magnitud, índice y duración de la carga (91).

La mandíbula está formada por una gruesa capa de tejido compacto y esponjoso (70). La media de densidad ósea mandibular es mayor que la maxilar anterior y ésta mayor que la maxilar posterior. Además, el espesor de su hueso cortical es también mayor (92) (93).

Lekholm y Zarb en 1985 (6) clasificaron los maxilares en cuatro grupos en relación con la calidad del hueso edéntulo (Fig. 9):

- * Hueso **tipo 1**: Casi todo el maxilar está compuesto de hueso compacto homogéneo.
- * Hueso **tipo 2**: Una capa espesa de hueso compacto rodea un núcleo de hueso trabecular denso.
- * Hueso **tipo 3**: Una fina capa de hueso cortical rodea un núcleo de hueso trabecular denso de dureza favorable.
- * Hueso **tipo 4**: Una fina capa de hueso cortical rodea un núcleo trabecular de baja densidad.

Lekholm y Zarb, 1985.

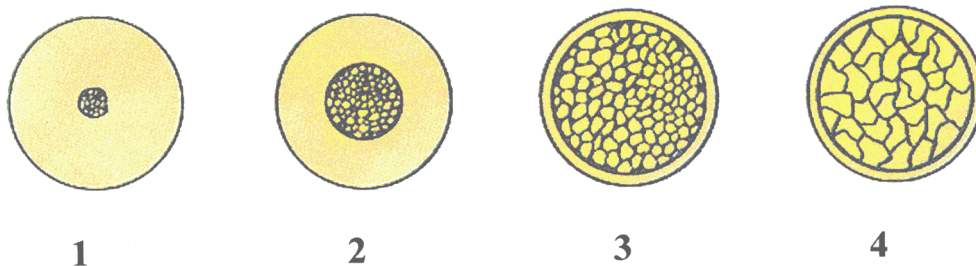


Figura 4. Clasificación de la calidad ósea de *Lekholm y Zarb* de 1985 (6).

Sin embargo, si bien esta clasificación ha supuesto un indudable avance en la utilización de criterios de consenso, se fundamenta en la apariencia radiológica, lo que no evita que frente a una misma placa dos profesionales puedan tener distintos criterios clasificatorios. Como ocurre si la radiografía, aún perteneciendo

al mismo paciente, ha sido realizada con aparatología diferente y datos exploratorios distintos (94).

Friberg y col. en 1995 (95) fueron capaces de probar que los maxilares con volumen óseo trabecular bajo ofrecen a los implantes estabilidad primaria reducida y que existe correlación estadísticamente significativa entre la resistencia al corte y la calidad ósea.

En 1999 Trisi y Rao (96) realizaron un estudio para relacionar la sensación táctil clínica de la calidad del hueso con la evaluación histomorfométrica de la estructura ósea. Los resultados del análisis histológico lo expresaron en porcentaje de trabéculas óseas en el total del área estudiada. Las muestras de hueso tipo I reflejaron una densidad histológica del 76.5 %, las de tipo II alcanzaron un valor medio del 66.8 %, las de tipo III tuvieron un valor medio del 59.6 % y las de hueso tipo IV un valor de 28.3 %.

Además en su estudio demostraron que la valoración de la calidad ósea según la sensación manual a la hora del fresado permite distinguir, con datos estadísticamente significativos, las calidades de hueso I y IV, pero no entre las clases intermedias II y III.

Los grados de densidad ósea están directamente relacionados a las fuerzas de carga. Es la función la que crea el tejido óseo. Cuanto mayor sea esta carga funcional, dentro de unos límites fisiológicos, más denso será el hueso. Cuanto mayor sea el tiempo en el que el hueso disponible permanece edéntulo, menos trabeculado será. Además el espesor y la altura se verán también reducidos (60).

Luego, no sólo es importante el volumen de hueso trabecular, sino también la conectividad o patrón trabecular, puesto que la estabilidad del implante va a depender de ambas. Ulm y col. en 1997 (82) examinaron el volumen de hueso trabecular y su conectividad en mandíbulas edéntulas usando secciones de hueso sin descalcificar de la región del primer premolar.

Un hecho notable fue el amplio rango de variación en volumen y en conectividad o arquitectura trabecular. Una diferencia del 65 % entre los volúmenes más alto y más bajo medidos (mínimo de 7.6 % y máximo de 73.6 %) reflejan la posible variación en la densidad ósea de mandíbulas edéntulas.

Otra observación importante fue la variabilidad en la distribución de las trabéculas dentro del hueso trabecular. El hueso basal con frecuencia muestra una configuración considerablemente más fuerte y densa que la que se puede apreciar en porciones más craneales cuyo número de trabéculas parece reducirse dejando amplias lagunas óseas funcionales tras la pérdida de los dientes.

En los casos de pobre calidad ósea el hueso es demasiado blando y las lagunas entre las trabéculas son demasiado grandes, por ello resulta más comprometido lograr estabilidad primaria (58). Si un implante queda inestable durante el periodo de cicatrización, los micromovimientos inducirán la formación de tejido fibroso con movilidad y pobre pronóstico, sobre todo si la fijación es cilíndrica o con forma de raíz (60) (97).

Por lo tanto, la inserción inicial de una fijación en este tipo de hueso es débil y depende del procedimiento cuidadoso de la preparación. La osteointegración aquí puede resultar cuestionable, sobre todo en el maxilar superior (5). Este tipo de hueso requiere unas pautas de manipulación distintas. Es

importante reducir el tamaño de las fresas finales, emplear implantes roscados e intentar un anclaje bicortical.

Langer (98) propone en los casos de hueso tipo IV mandibular posterior, puesto que no se puede lograr un anclaje bicortical sin penetrar el conducto dentario inferior, anclar los implantes en las corticales laterales como mejor vía de obtener estabilidad de la fijación. En la mayoría de los casos es la cortical lingual la más favorable. Además Babbush (98) añade que anclando la fijación en hueso denso, ésta podrá absorber mejor las fuerzas laterales transmitidas al hueso más denso.

La estimulación fisiológica del hueso menos denso, con sus numerosos espacios huecos, no resulta igual de favorable, en cuanto a la distribución de la carga, que en el hueso más denso. Por lo tanto cuando se coloquen implantes en hueso de menor densidad, el principio de carga protésica progresiva adquiere mayor importancia (59).

Jaffin y Berman (99) realizaron en 1991 un estudio para valorar la pérdida excesiva de implantes tipo Branemark en hueso tipo IV. Encontraron que en hueso tipo I, II y III el índice de fracaso era del 3 % y sin embargo, en hueso tipo IV el 35 % de los implantes fracasaban. Incluso afirman que la presencia de hueso tipo IV es el único gran determinante en la predictibilidad de un posible fracaso implantológico.

Autores como Weber y col. (100) consideran incluso contraindicado un tratamiento con implantes en aquellos pacientes con cambios osteoporóticos severos y lo consideran un factor de riesgo en el buen pronóstico del tratamiento.

Por otro lado, el hueso denso tipo I tiene pocos vasos sanguíneos en comparación con otros tipos de hueso y presenta mayores dificultades para ser tratado con implantes. Este hueso se sobrecalienta con mayor facilidad durante la ostectomía, puesto que las fresas trabajan con mayor dificultad (60).

Dado que la mandíbula suele mostrar un hueso cortical denso, es importante emplear una técnica quirúrgica cuidadosa con cantidades copiosas de irrigación para controlar la generación excesiva de calor (5).

En los casos de reabsorción mandibular avanzada el maxilar inferior presenta una densidad relativamente elevada y va desarrollando una isquemia progresiva como consecuencia de los cambios degenerativos por envejecimiento que experimenta la red arterial central (84).

Este tipo de hueso requiere cuidado especial para mantener el tejido óseo vital durante la cirugía. En estos casos adquiere más importancia la irrigación interna, *pequeño incremento de tamaño en la secuencia de fresas y mayor diámetro de la última fresa antes de insertar el implante* (60). Lekholm y Zarb (6) proponen además para este tipo de hueso trabajar a velocidades más altas y con presión intermitente.

Por el contrario, el hueso denso aumenta el porcentaje de contacto hueso-implante y ofrece mayor estabilidad primaria a la fijación durante el periodo de cicatrización posterior a la cirugía. Además, dicha estructura ósea permite una mejor distribución de las fuerzas de carga que tienen lugar en la interfase hueso-implante durante la función. La estimulación del hueso, dentro de los límites fisiológicos, puede aumentar la densidad ósea de esta interfase (66) (101).

En la mandíbula la sínfisis mandibular reúne un conjunto de condiciones favorables. La cantidad de hueso disponible es frecuentemente abundante, la calidad del hueso es en general buena puesto que se trata de un hueso denso muy corticalizado (46) (102).

La calidad ósea también tiene relación con el tiempo necesario para formar la interfase hueso-implante, que puede ser remodelada durante un proceso de carga progresiva (103). El tiempo necesario para que se alcance el 70 % de mineralización bajo condiciones óseas ideales es de 17 semanas. Así, los patrones óseos que no son tan favorables necesitan prolongar este periodo de cicatrización en uno a cuatro meses más.

Por lo tanto la calidad ósea afecta a numerosas facetas de la rehabilitación con implantes como son: la velocidad de fresado y la secuencia, la irrigación, el uso de terraja ósea y/o avellanador, la longitud y número de implantes a colocar, el periodo de cicatrización, el esquema oclusal y el plan de tratamiento prostodóncico (3).

El manejo objetivo de todos estos parámetros en relación con la calidad ósea podría mejorar aspectos tales como la estabilidad primaria de los implantes, distribución de las fuerzas a través del hueso y, consecuentemente, los resultados en cuanto a osteointegración (71) (94).

Son numerosos los estudios (15) (63) (65) (66) (92) (101) (104) que demuestran que el tratamiento con implantes en el maxilar superior registra índices de éxito significativamente más bajos que en la mandíbula y la diferencia en cuanto a la densidad ósea parece, junto con las diferencias regionales en la anatomía (92) (105), claramente ser en parte responsable.

La mineralización ósea no puede ser todavía cuantificada con exactitud en una zona concreta a pesar de las numerosas investigaciones sobre el tema. Por otra parte la calidad del hueso no es uniforme, de modo que zonas de densidad muy favorable pueden encontrarse al lado de zonas muy poco densas. En un mismo segmento mandibular pueden cohabitar una zona de gran densidad y una zona hipodensa (106).

Los medios de valoración prequirúrgica de la calidad ósea siguen basándose fundamentalmente en la radiología y en el análisis subjetivo de ésta por el examinador (94). Sin embargo, junto a esta valoración cualitativa resulta posible cuantificar variaciones de densidad en el hueso. Mediante el análisis densitométrico de la imagen por ordenador, puede determinarse con un alto grado de sensibilidad y especificidad la pérdida ósea (40). Algunos programas de TC determinan la calidad ósea según las escalas de Hounsfield en cada exploración (100).

3. 1. 4. COMBINACIÓN DE FORMA Y CALIDAD ÓSEAS

Existe una gran variedad de combinaciones entre las formas de hueso maxilar residual y la calidad ósea. Según sean estas características, se pueden establecer una serie de pautas en lo concerniente a los aspectos quirúrgicos de la inserción de los implantes. Algunas combinaciones de formas maxilares y calidades óseas resultan quirúrgicamente menos complicadas y más favorables.

Así pues Lekholm y Zarb (6) consideran que los maxilares superiores e inferiores de los grupos de formas B y C cuando se combinan con las calidades óseas 1 ó 2, son situaciones terapéuticas claras. Estos rebordes permiten una buena estabilidad primaria de la fijación debido a las favorables calidades óseas presentes.

En contraste con esto, puede resultar difícil instalar fijaciones en los maxilares superiores e inferiores del grupo de forma A, especialmente cuando se encuentren combinados con el grupo de calidad 4. En estas situaciones la cresta residual no ofrece condiciones favorables para estabilidad durante los procesos tanto de perforación como de colocación de la fijación. En estas situaciones, es muy importante usar una técnica perfecta de perforación en combinación con fijaciones de mayor longitud. El objetivo aquí será llegar al hueso cortical del borde inferior de la mandíbula o al hueso basal del maxilar para conseguir un anclaje bicortical.

Los maxilares inferiores del grupo de forma D, sobre todo cuando se combinen con el grupo de calidad 1 ó 2, están considerados como situaciones terapéuticas desfavorables. Dichos maxilares pueden ser tratados según el proceso normalizado (5).

Los maxilares de clase E, especialmente cuando se combinan con una calidad tipo 1, harán que el proceso sea incluso más difícil debido a los riesgos de sobrecalentamiento friccional del hueso o de fractura del mismo durante la perforación. En estas situaciones deberá emplearse, por tanto, una técnica quirúrgica extremadamente cuidadosa (4).

En pacientes con buena calidad ósea pero insuficiente hueso disponible, no será posible insertar implantes de longitud adecuada. En estos casos, éstos probablemente lograrán osteointegrarse, pero es posible que comience a perderse soporte óseo en la interfase hueso-implante tras someter a éste a las cargas funcionales (58).

Por lo tanto, los maxilares de clase D y E, sin tener en cuenta la calidad ósea que les acompaña, son normalmente demasiado bajos para fijar un implante y pueden necesitar cirugía combinada con injerto óseo.

No parece existir relación entre la calidad y el índice de reabsorción ósea. Klemetti y Vainio (107) realizaron un estudio en el que demuestran que existen áreas en los maxilares resistentes a la reabsorción, como es el tejido de la cortical lingual mandibular, y que éstas tienen menor densidad ósea que otras zonas más susceptibles de protagonizar la pérdida de altura del reborde residual como es la cortical vestibular. Por lo tanto, no resulta predecible el índice de reabsorción del reborde residual mediante la valoración de la calidad ósea existente.

Sin embargo, Ulm y col. (82) y Atwood (55) afirman que según el reborde residual mandibular se reabsorbe, el hueso esponjoso se densifica o incluso se sustituye el trabeculado por nuevo hueso compacto en algunas mandíbulas

edéntulas. Parece que este aumento en la densidad ósea sirve de mecanismo de adaptación para preservar la estabilidad del cuerpo mandibular atrófico.

Para muchos autores como Darnall (98) se deben emplear diferentes tipos de diseños macro y microscópicos de implantes y distintos procedimientos quirúrgicos para la variedad de combinaciones de disponibilidad y calidad óseas. Una buena técnica de imagen alertará al cirujano sobre estas condiciones antes de iniciar el tratamiento (12).

3. 2. MÉTODOS DIAGNÓSTICOS EN IMPLANTOLOGÍA

3. 2. 1. ENCERADO DIAGNÓSTICO Y FÉRULA RADIOLÓGICA

Los modelos diagnósticos o de estudio tienen una importancia crítica en implantología oral. La combinación de la pérdida de hueso edéntulo con los cambios que experimenta la dentición remanente por ausencia de dichos dientes incrementa el número de factores que hay que tener en cuenta para la rehabilitación oral en comparación con el tratamiento protodónico convencional.

El **encerado diagnóstico** es un modelado en cera, u otro material, de la posición y morfología ideal de los dientes ausentes o de la rehabilitación que se desea realizar. Mediante su confección sobre los modelos de estudio se define la ubicación y morfología ideal de los dientes a reponer. Se puede así, visualizar lo que será la restauración protética final, sus características, condicionantes estéticos, relaciones con las diferentes estructuras orales, así como decidir la necesidad de soporte implantológico: número, localización y dirección ideales de los implantes necesarios (2).

Por lo tanto, los modelos diagnósticos montados en articulador con un registro exacto de la relación intermaxilar suministran la siguiente información, toda la cual influye en el plan de tratamiento global (2) (3) (108):

1. Relaciones oclusales, tanto entre arcadas edéntulas como entre dientes.
2. Relaciones de los rebordes edéntulos con los dientes adyacentes y las arcadas dentales opuestas.
3. Posición ideal de los posibles pilares, incluyendo la inclinación, la rotación, la extrusión, la separación y las consideraciones estéticas.
4. Morfología dentaria, estructura de los posibles pilares y condiciones generales.
5. Dirección de las fuerzas en los futuros emplazamientos de los implantes.

6. Esquema oclusal actual.
7. Angulación, longitud, anchura, situación y posición estética de los tejidos blandos edéntulos.
8. Curva oclusal general de Wilson y curva de Spee.
9. Número de dientes ausentes.
10. Forma de las arcadas dentales.

Los modelos también se pueden utilizar como un registro permanente de las condiciones previas al tratamiento con vista a posibles problemas legales (3).

Una vez realizado el diagnóstico, el encerado va a ser una guía para el resto del tratamiento, pues va a determinar (2):

- Número de implantes; cuando sea posible, la relación ideal es un implante por diente a reponer.
- Posición de los implantes respecto a los dientes protéticos, emergiendo por el centro de la cara oclusal, sin invadir las cúspides funcionales o los espacios interproximales.
- Reparto del espacio libre interoclusal disponible para los aditamentos y la prótesis.
- Relación entre la longitud de la corona y la longitud de la fijación.
- Tipo de pilares definitivos que se usarán para confeccionar la prótesis y su grado de angulación.
- Consideraciones estéticas de la rehabilitación: tamaño de los dientes, localización y tejidos duros perdidos.

La **férula radiológica** se diseña a partir de estos modelos y por lo tanto, permitirá relacionar el encerado de estudio con la exploración radiológica y

facilitar así la valoración de la disponibilidad ósea. Se trata generalmente de estructuras de acrílico dento o mucosoportadas, que reproducen total o parcialmente los dientes a reponer (2) (3) (5).

Las férulas pueden servir tanto como dispositivo de medición radiológica, como de guía quirúrgica para determinar la localización y angulación tridimensional de las fijaciones (109). Sin embargo, en ocasiones pueden resultar poco prácticas por la dificultad de posicionarlas correctamente durante la cirugía y porque pueden interferir con los instrumentos rotatorios (110).

Por lo tanto, los requisitos que debe cumplir una férula radiológica son los siguientes (112) (113) (114):

1. Reproducción de la posición de los dientes según diseño prostodóncico deseado.
2. Posicionamiento estable en boca durante la exploración.
3. Posibilidad de convertirla en guía quirúrgica.
4. Representación adecuada de los testigos radiopacos en la imagen.
5. Elaboración sencilla y rápida.
6. Posibilidad de desinfección.

Con el fin de poder establecer una relación espacial entre la oferta de hueso y la posición ideal del diente a reponer, es preciso incorporar indicadores que resulten visibles en la imagen. Además la ubicación de estos testigos nos orienta sobre la posición ideal de los implantes respecto a las estructuras cercanas, como son los ápices de los dientes vecinos, el nervio dentario inferior, el agujero mentoniano, suelo del seno y fosas nasales (2).

La elección del tipo de testigo, se rige en función del procedimiento radiológico que se realizará, así como del provecho que debe obtenerse de la imagen (115). Lo ideal es que la férula radiológica reproduzca el contorno de los dientes de la restauración prostodóncica deseada (113) (116).

En los estudios de implantología, las pruebas radiológicas deben ser analizadas teniendo en cuenta la posible distorsión o magnificación que pueden presentar las imágenes. En el caso de realizar un examen radiológico cuya magnificación desconozcamos o sea inconstante, basta una férula de acrílico con un material radiopaco calibrado en los lugares teóricos para la colocación de las fijaciones, que permitirán, una vez obtenida la imagen, calcular mediante una regla de tres la distorsión de la misma, y por tanto valorar la disponibilidad ósea (2) (3) (5) (113).

En el caso de que se vaya a realizar una TC, están contraindicados los indicadores metálicos salvo si éstos son de titanio. Los elementos metálicos, como las restauraciones presentes en boca, provocan artefactos y distorsiones por el efecto de dispersión de los rayos X, que a su vez perjudican la calidad de la imagen y dificultan de forma considerable la posterior interpretación (113) (117) (118).

La gutapercha es moderadamente radiopaca y puede verse con facilidad incluso a través de un artefacto ligero producido por las restauraciones metálicas eventualmente existentes. La gutapercha puede insertarse en orificios taladrados cuyo diámetro debe ser entre 1 y 2 mm (109) (113).

Como se deduce de la bibliografía revisada, la mayoría de las férulas radiológicas llevan incorporados marcadores radiopacos que no relacionan el

contorno de la restauración final con el reborde residual (112). Para conseguir este objetivo se puede emplear una técnica algo más reciente consiste en la utilización de sulfato de bario, una sustancia radiopaca, como material indicador, con el fin de poder reproducir en los cortes tomográficos el contorno de la rehabilitación programada. Este método puede emplearse con todas las técnicas radiográficas incluida la TC (113).

Se mezclan dos partes de acrílico con una de sulfato de bario en polvo y se añade el monómero de la resina hasta formar una mezcla fluida, que servirá para rellenar la férula en el lugar de los dientes a restaurar o fabricarla toda ella de este material. El sulfato de bario es blanco, no tóxico y se emplea en radiografía intestinal (112).

Esta técnica permite evaluar en las imágenes axiales la totalidad de la corona dental óptima final en relación con el proceso alveolar residual. Ofrece una serie de ventajas, en especial para el diagnóstico del perfil de emergencia de la fijación, factor fundamental para conseguir una estética adecuada (119) (113).

Sethi y col (120) (121) recomiendan situar los testigos radiopacos en el flanco vestibular, sobre el reborde alveolar, evitando así irradiar el espacio interarcada. Esto reduciría la dosis de radiación para el paciente en un 50%.

En el caso de realizar tomografía convencional, los testigos servirán además de guía para el radiólogo sobre los lugares de interés donde realizar los cortes tomográficos (113).

Cuando se ha completado la evaluación diagnóstica, la férula se puede transformar en guía quirúrgica de acuerdo con las preferencias del cirujano. Se

puede bien eliminar el flanco vestibular y los testigos radiológicos, o bien liberar los canales taladrados para los testigos o realizar unos nuevos para que éstos sirvan de guías para la fresa piloto durante la cirugía (110) (109) (122).

Esta misma férula se puede emplear para localizar los tornillos de cobertura y descubrir las fijaciones en la segunda fase quirúrgica (5) (105) (110) (112).

Son muchos los factores que influyen en la estabilidad y mantenimiento de la osteointegración (6) (24) (47) (123). La máxima pérdida ósea se produce principalmente durante el primer año (15). Sin embargo la sobrecarga del implante por una incorrecta angulación del mismo, un mal ajuste de la prótesis o ambos se han presentado como causas que pueden precipitar pérdida ósea importante transcurrido ese primer año (47). El empleo de guías quirúrgicas ayuda a conseguir una angulación de la fijación y una estética óptimas (47) (122).

3. 2. 2. TÉCNICAS POR IMAGEN

**3. 2. 2. 1. TÉCNICAS BASADAS EN LOS
RAYOS X.**

3. 2. 2. 1. 1. RADIOGRAFÍAS INTRAORALES.

Las exploraciones mediante radiografías intraorales, periapicales (30 mm x 40 mm) y oclusales (57 mm x 76 mm), vienen definidas por su pequeño tamaño, y por ese motivo no pueden ofrecer una imagen general de los maxilares. Sin embargo, tienen la gran ventaja de representar con mayor nitidez zonas concretas de estudio, antes, durante o después del acto quirúrgico (22).

Aunque no tienen utilidad para la valoración exacta de la disponibilidad ósea en los casos de edentulismo total o parcial, se emplearán siempre que existan dientes remanentes para el diagnóstico de patología dental y/o periodontal (2).

Por lo tanto tienen importancia en la fase inicial del diagnóstico del paciente porque determinan la evidencia de patología, la localización aproximada de estructuras anatómicas en relación con el lugar elegido para la inserción de las fijaciones y una estimación de la calidad del hueso trabecular (17) (124).

La **radiografía retroalveolar** con cono largo suministra información acerca de la densidad del hueso y según numerosos autores también permite, haciéndola cuidadosamente con técnica paralela, un estudio dimensional sin ampliación en pequeñas secciones (125).

Evidentemente esta exploración tiene inconvenientes, comunes con la radiografía panorámica, como es la superposición de estructuras e imagen bidimensional, e inconvenientes propios, tales como la dificultad de explorar los maxilares edéntulos totales y la imposibilidad, en muchas ocasiones, de conseguir en la misma placa la cumbre de la cresta y el conducto mandibular (46) (126).

Otras ventajas que ofrece este tipo de exploración son la disponibilidad y accesibilidad y el relativamente bajo coste para el paciente (17).

En cuanto a la resolución de imagen, tienen suficiente para representar el patrón de hueso trabecular y el suelo de las fosas nasales en el maxilar superior, sin embargo, no siempre se puede observar en este tipo de radiografías la ubicación del conducto del nervio dentario inferior o el agujero mentoniano (14). Según Misch (3), éste sólo se ve en el 50 % de estas placas.

Para la obtención de una radiografía retroalveolar se debe emplear la técnica paralela descrita por McCormack en 1920 y posteriormente popularizada por Fitzgerald (3), que está basada en el principio de los planos paralelos, por lo que se reducen las distorsiones geométricas, se consigue mayor resolución y se obtienen imágenes anatómicas más exactas (12) (127).

Sin embargo, debido a que la película no siempre se puede posicionar paralela al proceso alveolar y la distancia al blanco de la misma es difícil de fijar para la estandarización, este tipo de técnica no siempre ofrece información exacta de la dimensión vertical del hueso, aunque las magnificaciones sean mínimas. Además no muestran datos sobre la dimensión horizontal del reborde residual (17).

Las exploraciones retroalveolares se han empleado con claros resultados en mandíbulas con bajo grado de reabsorción y en regiones que incluyen dientes o implantes. Sin embargo, las mediciones cuantitativas en mandíbulas atróficas, con o sin implantes, resultan problemáticas. En estos casos la colocación ideal de la radiografía periapical es incompatible con la posición del suelo de la boca.

Normalmente sólo es posible obtener una imagen reproducible de algunos milímetros de la parte más craneal del proceso alveolar (128).

Para algunos autores como Misch (3) y Madrid y col. (46) están indicadas durante la planificación de un solo implante, pero tienen una utilidad limitada a la hora de valorar espacios edéntulos más amplios.

Por su pequeño tamaño se utilizan también durante la cirugía implantológica para controlar el fresado y la inserción de las fijaciones, permitiendo visualizar las guías quirúrgicas en situaciones en las que existan compromisos anatómicos por proximidad al nervio dentario inferior, al agujero mantoniano o al seno maxilar (22) (126).

También se emplea este tipo de proyección para valorar la osteointegración o la interfase hueso-implante, una vez transcurrido el periodo de cicatrización (126). Están indicadas para los controles postoperatorios, así como para la evaluación más exacta del tejido óseo periimplantario (113).

Por otro lado, mediante la radiografía intraoral periapical, y basándose en diferentes ángulos de proyección, se puede identificar las características morfológicas de un implante en aquellos casos en los que se desconozca su procedencia (22).

DIGITALIZACIÓN DE LA IMAGEN.

La **digitalización** consiste en la descomposición de la imagen en una matriz de $M \times M$ puntos, donde cada punto tiene un valor proporcional a su nivel de gris. La imagen se convierte en algo cuantificable y así cada punto estará definido por

tres números, dos correspondientes a sus coordenadas que nos darán su localización exacta y el tercero que representará la intensidad luminosa o nivel de gris en ese punto (Fig. 5) (129) (130).

El número de niveles de gris que es capaz de discriminar y las dimensiones de la matriz (número de filas x número de columnas) condicionarán la capacidad de resolución de un equipo de proceso digital de imagen. Estos sistemas son capaces de descomponer la imagen desde 262.144 a 1.048.576 puntos, es decir en matrices de 512 x 512 y 1024 x 1024 puntos respectivamente, y discriminar en cada uno de ellos un total de 256 niveles de gris, desde 0 o negro absoluto hasta 255 o blanco absoluto (129) (131).

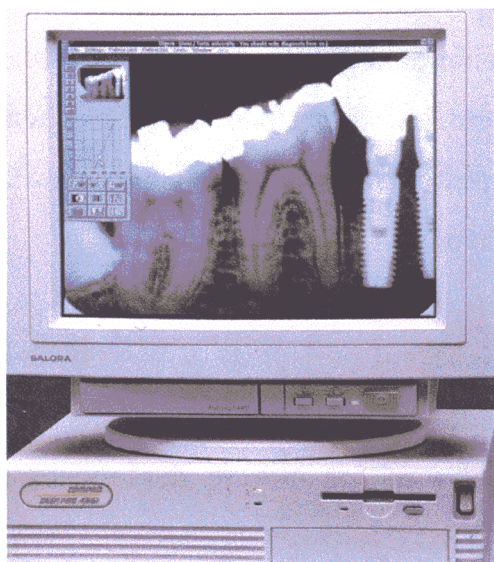


Figura 5. Radiografía intraoral digitalizada.

La imagen, una vez digitalizada, podrá ser tratada mediante procedimientos matemáticos que permiten destacar o minimizar diferentes aspectos de la misma. La capacidad de discriminación de los sistemas de proceso digital es muy superior a la del ojo humano, lo que pone de manifiesto diferencias entre distintas áreas de una imagen que de otra forma pasarían desapercibidas (129) (132).

La digitalización de una radiografía ofrece la oportunidad de interpretarla de una forma cuantitativa y no sólo cualitativa, de tal forma que esta cuantificación puede evitar o disminuir los errores de valoración y análisis clínico.

Por lo tanto el procesamiento informático de una radiografía intraoral permite ampliar la imagen, modificar el contraste, realizar mediciones lineales, cuantificar la densidad de una zona determinada y reducir la dosis de radiación en un 80% al compararlo con el procedimiento convencional de la radiografía intraoral.

A medida que pasa el tiempo desde el revelado de una radiografía, ésta sufre un deterioro lento pero progresivo. Una imagen digitalizada se podrá reproducir tantas veces como sea preciso a lo largo del tiempo sin que se vea deteriorada por el paso del mismo (129) (130).

La **radiografía oclusal** es una técnica radiológica intraoral que se emplea para visualizar el maxilar superior o la mandíbula. Proyectando el haz de rayos submentalmente y perpendicular a la placa, permite determinar ambas corticales, vestibular y lingual, y la posición de los implantes en dicha zona con respecto a las mismas (3) (22).

La anchura bucolingual de la mandíbula que se registra en una placa oclusal corresponde a la distancia entre los puntos situados en los límites extremos de las corticales bucal y lingual, es decir la anchura máxima. Ésta, normalmente, en la mandíbula corresponde a su base o sus proximidades, por lo que no muestra las corticales laterales delimitando el reborde (17).

Asimismo, posicionándola extraoralmente, paralela a la zona mandibular o maxilar y proyectando el haz de rayos por su lado opuesto puede resultar útil como sustituto de la radiografía lateral de cráneo, tanto en el estudio de la zona sinfisaria mandibular, como del maxilar de pacientes totalmente edéntulos (22).

Las placas oclusales de cualquiera de las arcadas pueden ayudarnos a diagnosticar una patología existente, pero rara vez ayudan o son fiables a la hora de medir las dimensiones óseas.

Desde el punto de vista postoperatorio, las radiografías oclusales pueden servir, sobre todo en la mandíbula, para verificar el correcto posicionamiento vestibulolingual de las fijaciones (113).

Por lo tanto, la radiografía oclusal ofrece información sobre la anchura máxima del hueso, pero no necesariamente en el plano horizontal y además no describe el contorno del mismo (125). De ahí que este tipo de proyección tenga una aplicación muy limitada en el campo de la implantología (3) (12).

3. 2. 2. 1. 2. RADIOGRAFÍA PANORÁMICA.

La ortopantomografía es un tipo particular de tomografía a través de la cual se obtiene en una sola radiografía la imagen de diversos componentes faciales, incluyendo las dos arcadas maxilar y mandibular y sus estructuras de soporte. Es, junto con la radiografía retroalveolar, la exploración que más se emplea en Odontología (2) y su valor diagnóstico en implantología, cirugía oral, ortodoncia, periodoncia, patología oral y dental está claramente demostrado (133).

Se trata de una tomografía de barrido obtenida mediante el empleo de un haz estrecho rotatorio y una película en movimiento. Si se hace mover la película a una determinada velocidad se consigue controlar el difuminado de las estructuras y sólo la capa de tejido proyectada a la misma velocidad que la película será nítida (Fig. 6) (134).

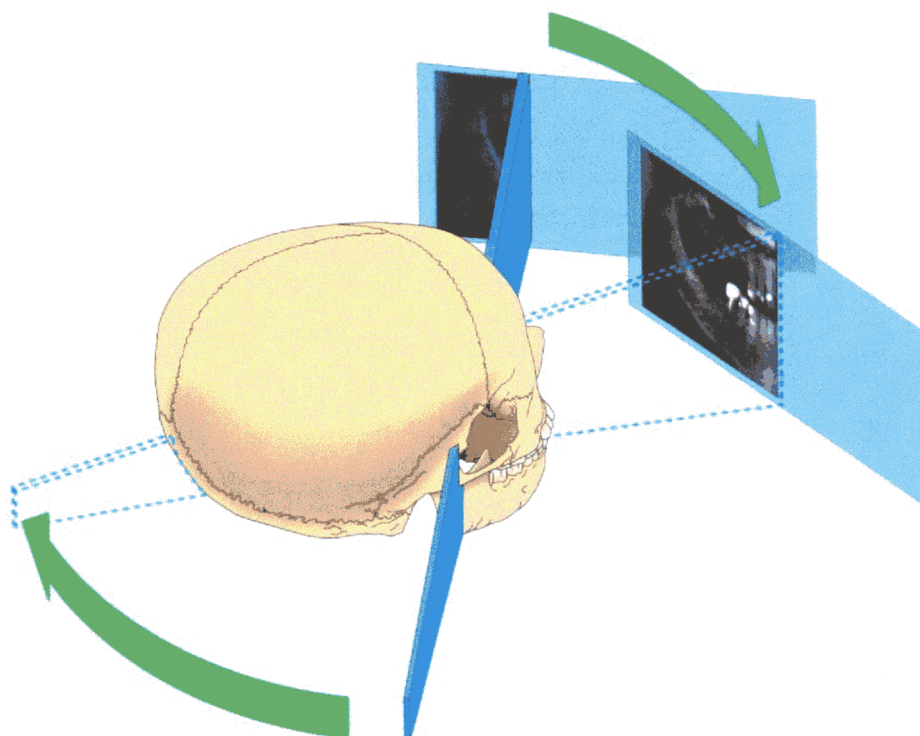


Figura 6. Movimiento del tubo de rayos X y de la película girando alrededor de la cabeza del paciente en la ortopantomografía.

Se ha acreditado en implantología como la exploración de elección, básica y más útil en la fase preliminar de diagnóstico del paciente para clasificar el caso, orientar los exámenes posteriores y seleccionar la mejor estrategia quirúrgica (7) (17) (46) (135).

Ha adquirido esta importancia porque permite evaluar de forma global las zonas edéntulas y la disponibilidad ósea, los dientes vecinos y su periodonto, posibles patologías, inclusiones, la neumatización de los senos paranasales, las tuberosidades y la ubicación de las corticales óseas craneal y caudal y su grosor, aunque no siempre es eficaz para identificar el curso del conducto mandibular y la localización del agujero mentoniano (2) (136) (137) (138).

Por lo tanto, entre las **ventajas** de la radiografía panorámica, en lo que respecta a la implantología, deben destacarse que (3) (20) (46) (139) (140) (141):

1. Es una técnica comparativamente fácil de ejecutar, en contraste con otras técnicas extraorales.
2. Permite valorar la anatomía macroscópica de los maxilares y cualquier hallazgo patológico relacionado.
3. El tiempo que se requiere para ejecutar esta técnica es corto.
4. Proporciona gran información con pocas molestias para el paciente, requiriendo el mínimo de cooperación.
5. Permite evaluar la relación del conducto dentario inferior con los dientes o el margen alveolar.
6. El paciente recibe una dosis de radiación relativamente baja.

Entre las limitaciones de la radiografía panorámica cabe destacar que proporciona imágenes planas, por lo que no da información de la ubicación

vestíbulo-lingual de las diferentes estructuras (2). Tampoco informa sobre el espesor y angulación del reborde residual en sentido bucolingual (22). De esta forma aunque aparezca suficiente altura ósea en la radiografía panorámica, en realidad puede ser un hueso inadecuado para una cirugía implantológica cuando se observa en un corte transversal (17).

Otra desventaja es la limitada valoración por la pobre definición que se consigue en los segmentos anteriores del maxilar y la mandíbula por superposición de la columna cervical (40) (46) (128). Así mismo presenta superposición de los espacios interproximales en regiones de premolares y molares (136) (142).

En general la imagen no muestra con nitidez detalles anatómicos que sí pueden observarse en una radiografía periapical, por lo que la resolución es inferior (2) (136). La exactitud diagnóstica puede verse también limitada por artefactos de diferentes tipos (12).

La superposición de estructuras anatómicas dificulta en muchas ocasiones la identificación de límites anatómicos decisivos tales como el conducto dentario inferior o el suelo del seno maxilar (46) y el análisis de las corticales lingual o vestibular (22). Únicamente con esta técnica, el cirujano no es capaz de determinar la localización exacta de puntos concretos por la distorsión inherente (135).

El mayor inconveniente de las radiografías panorámicas lo constituyen la distorsión y magnificación de las dimensiones de las estructuras examinadas (113) (142), si bien este último efecto puede solventarse mediante la utilización de

indicadores calibrados de distorsión, que nos permitirán cuantificar la magnificación.

La magnificación y distorsión en este tipo de exploración difiere de una zona a otra por la diferencia en cuanto a la distancia entre el centro de rotación y la película y por la variación en el índice movimiento de la película (17). Además el coeficiente de magnificación varía de un ortopantomógrafo a otro (46).

Las dimensiones horizontales varían en función de la distancia entre objeto y placa. La ampliación horizontal disminuye al acercarse el objeto a la placa. Las variaciones en la distancia entre foco y objeto en un arco edéntulo dan lugar a *diferentes grados de ampliación en las distintas partes de la placa. Las mediciones horizontales son muy poco fiables y no permiten obtener mediciones exactas, sobre todo en el sector anterior. Las dimensiones verticales son más exactas, siempre que el objeto esté en una posición casi vertical* (3).

En la mandíbula el haz de rayos X en algunos casos es más perpendicular al eje axial del reborde que en el maxilar. Esto se debe a la inclinación lingual del proceso alveolar que puede ocasionar una exageración en la cantidad de hueso disponible verticalmente para la intervención implantológica. Incluso la interpretación del hueso disponible puede resultar más complicado en casos de reabsorción alveolar con presencia de torus mandibular. En estos casos la imagen del torus puede proyectarse superiormente sobre la cresta ocasionando una impresión errónea de la dimensión vertical (17).

En las dimensiones horizontales se produce un aumento del 50 al 70 % y del 10 al 32 % en el eje vertical (3) (5) (7) (12). Debido a ello es difícil medir la

cantidad de hueso disponible en las direcciones vertical o mesiodistal con suficiente exactitud.

Aunque la mayoría de los equipos panorámicos están basados en los mismos principios, difieren en las características mecánicas específicas. Estas variaciones son las que ocasionan diferencias en cuanto resolución y discrepancias en el grado de distorsión y magnificación tanto horizontal, como vertical (135).

Por lo tanto las principales **desventajas** de la radiografía panorámica son las siguientes (3) (17) (125) (139) (140):

1. Falta de definición y detalle.
2. Existencia de distorsión horizontal y vertical, que se ve aumentada cuando la cabeza del paciente no es correctamente ubicada.
3. Falta de uniformidad en la ampliación y la distorsión geométrica.
4. Superposición de imágenes de un lado sobre otro, que pueden inducir a confusión y deben tenerse en cuenta a la hora de la interpretación.
5. Imágenes en dos dimensiones.

Sin embargo, todos los problemas derivados de la distorsión están quedando resueltos con los actuales aparatos panorámicos que ofrecen una magnificación constante y definida. Esto hace que ya no sea necesario emplear férulas con testigos de magnificación (134).

Aunque las imágenes panorámicas pueden constituir una referencia general de utilidad y se pueden combinar con otros medios diagnósticos, no cumplen los requisitos de una técnica de imagen única para la planificación del tratamiento implantológico (12).

3.2.2.1.3. TELERRADIOGRAFÍA.

La telerradiografía lateral de cráneo es también una exploración que se emplea con mucha frecuencia en Odontología, sobre todo con aplicaciones en ortodoncia. En implantología ha tenido bastante utilidad en la valoración de los sectores anteriores hasta el empleo más frecuente hoy en día de las imágenes tomográficas (134).

La también denominada radiografía cefalométrica lateral permite evaluar sin apenas distorsión la morfología de la sección de los rebordes maxilar y mandibular y su inclinación (125) (17), así como el espesor del hueso cortical (5) y la cantidad y naturaleza del hueso esponjoso en la línea media. Por lo tanto, puede resultar muy útil para seleccionar posibles candidatos edéntulos (4).

Con las imágenes cefalométricas se pueden medir las dimensiones bucolinguales de las crestas alveolares cerca de la línea media de ambos maxilares. También se puede determinar la altura alveolar, ya que las imágenes corresponden a cortes transversales (8) (12) (Fig. 7).

Además en este tipo de exploración radiográfica hay mucha menos distorsión espacial que en la panorámica. La telerradiografía resulta muy útil para observar el perfil de la cresta alveolar y la prominencia del tubérculo geniano (4).

Sin embargo, la telerradiografía resulta mucho más útil para evaluar la relación espacial de ambos maxilares, por lo tanto, para relacionar la arcada donde se fijarán los implantes con los dientes o prótesis de la arcada antagonista y así poder establecer la futura restauración prostodóncica (17). A partir de esta imagen es posible determinar en un paciente desdentado si resulta viable una



Figura 7. Telerradiografía lateral de cráneo de un paciente desdentado total.

rehabilitación con prótesis fija o si por el contrario, es necesario recurrir a una mesoestructura (113).

Además puede darnos una idea de las características del tejido blando y revelar la situación de los agujeros mentonianos, pero no refleja el perfil anatómico de los segmentos laterales de los maxilares (5) (17). La dosis de radiación se considera muy reducida (113).

Según Misch (3), la telerradiografía supone un aumento entre el 6 y 15 % y proporciona una representación más exacta que las radiografías panorámicas de la

altura, la anchura y la angulación del hueso en la línea media. Además, una proyección lateral de cráneo permite medir el posible grado de reabsorción de la mandíbula y el maxilar, independientemente de la presencia o no de dientes o implantes y la posición dental anterior de la prótesis (143).

Para obtener las radiografías cefalométricas laterales se sitúa el plano sagital medio del paciente a 1.5 metros del punto focal del tubo de rayos X. La ampliación es mínima, ya que la placa queda cerca del paciente. Normalmente se coloca una regla radiopaca en el campo de los rayos X para efectuar correcciones en las ampliaciones de menor cuantía. Para asegurar que el paciente se sitúa en una posición lateral verdadera se utiliza un cefalostato (12).

Sin embargo, Grifé y col. (18) aconsejan realizar la radiografía a una distancia foco - placa de 4 metros para obtener una relación 1:1 y así la imagen tendrá un tamaño real.

Por lo tanto, y debido a su trayectoria transversal de radiación y a la sobreproyección de las regiones dentales posteriores inherente a tal trayectoria, su limitación más importante es que sólo nos ofrece información del reborde en los sectores más anteriores (113), mientras que en los casos de edentulismo total es frecuente que la reabsorción ósea sea mayor en las zonas laterales que en la línea media. No tiene utilidad diagnóstica para los tratamientos con implantes en aquellos pacientes parcialmente desdentados (2).

3. 2. 2. 1. 4. TOMOGRAFÍA CONVENCIONAL.

Se trata de una técnica radiológica con la que se obtiene un corte o sección de una cierta estructura interna del organismo en un plano predeterminado, esto es, el plano de inserción de los implantes. Esta técnica permite la reproducción de estructuras proyectadas libremente en la dirección deseada. La situación de los planos y la profundidad de los mismos son regulables, lo que hace posible localizar detalles buscados (12) (17) (144).

A principios de los 90, las técnicas tomográficas han ido adquiriendo un interés creciente en nuestra área, especialmente en el diagnóstico preimplantológico y diversos autores como Theisen (67), Chen (68), Peterson (28) y Fredholm (25) las consideran procedimientos complementarios que, junto a la radiografía panorámica, permiten realizar una valoración de los maxilares en tres dimensiones, al proporcionar información adicional en el plano vestibulo-lingual.

Las tomografías ofrecen al clínico información extra con respecto a la radiografía panorámica e intraoral: altura precisa del reborde alveolar, anchura e inclinación y relación espacial de las estructuras anatómicas con el lugar de emplazamiento de los implantes (17) (145).

En la tomografía convencional la fuente de radiación se mueve en una dirección, mientras que la película o el sistema de registro se desplaza en dirección contraria. El tubo y la placa se mueven simultáneamente según una relación constante, que se mantiene mediante un sistema de conexión entre ambas partes. Esta conexión tiene un eje de giro (fulcro) situado en el plano de la sección que se proyecta y el foco y el receptor de la imagen giran alrededor de él (Fig. 8).

De esta forma sólo los tejidos situados en el plano de ese eje se muestran con claridad, mientras que los demás planos anteriores o posteriores que no corresponden a la sección estudiada quedan borrosos. El grado de borrosidad depende de la distancia de estos planos al plano proyectado (3) (12) (146). Esta diferenciación pone de manifiesto la calidad y cantidad óseas en el plano predeterminado para la cirugía implantológica (137) (147).

Cuanto más se acerque la trayectoria que recorre el tubo de rayos a la perpendicular del eje axial de una estructura, la imagen se verá más borrosa y mayor será la resolución del corte de interés (17). Esta relación que existe entre la borrosidad y la trayectoria que siguen el tubo y el chasis de la película alrededor del objeto ha llevado al desarrollo de distintos movimientos desde el simple lineal, circular y elíptico a los complejos hipocicloidal, triespiral y octoespiral (148).

La representación óptima del hueso cortical se consigue cuando el plano del corte es perpendicular a la lámina cortical, aunque esta posición resulta problemática en varias zonas de los maxilares. En la mandíbula, en esta posición, la imagen es oblicua al plano oclusal, lo que puede conducir a error en la valoración del hueso disponible. Afortunadamente este error lleva a una estimación conservadora de la altura ósea (17).

Los cortes tomográficos relativamente estrechos o finos (1 a 2 mm) no suelen ofrecer suficiente contraste ni para determinar la calidad ósea, ni para visualizar la fina pared cortical del conducto mandibular. El contraste de estas imágenes es proporcional al espesor de los cortes. Por esta razón los cortes de mayor grosor (3 a 4 mm) tienen más contraste, lo que permite normalmente diferenciar el conducto dentario inferior y visualizar el patrón trabecular óseo (17). Por otra parte, cuanto mayor es el espesor de los cortes tomográficos, menor

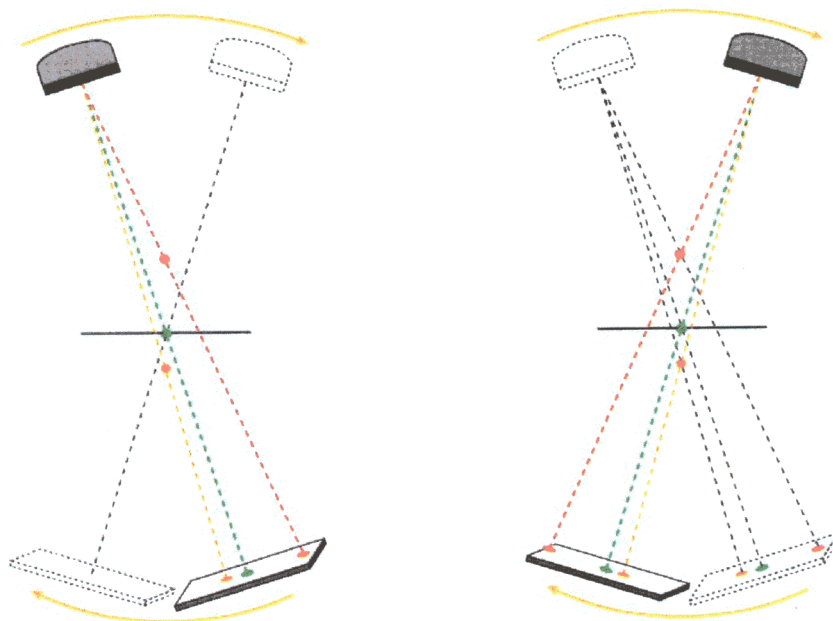


Figura 14. Movimiento que realizan la fuente de rayos X y la película en la tomografía convencional.

puede ser la nitidez y calidad de la imagen por el solapamiento de estructuras dentro de los mismos (149).

Algunos equipos sólo proporcionan cortes transversales, como es el caso del Implantome®, mientras que otros permiten obtener imágenes también panorámicas o panorámicas y cefalométricas, como son el Scanora®, Tomax® y Comm-CAT®. Todos estos sistemas proyectan las imágenes en placas y como mínimo producen una ligera ampliación (12).

El Scanora® es un equipo especialmente diseñado para su aplicación en la región maxilofacial, que emplea la combinación de la radiografía de haz estrecho con la tomografía espiral. Fue desarrollado por el departamento de Radiología del Instituto de Odontología de la Universidad de Turku en colaboración con la



empresa Soredex en Helsinki y utilizado por primera vez en la Universidad de Turku en 1987 (150) (151). Tammisalo y col. (152) fueron los primeros en publicar acerca de las indicaciones de empleo y modo de aplicación del aparato.

La tomografía espiral ofrece la posibilidad de proyectar sobre una película de 3 a 5 cortes tomográficos con distinto grosor de capa. Se pueden obtener imágenes de capas transversales o tangenciales. En total existen a disposición del usuario hasta 800 programas para la realización de exploraciones en la región maxilofacial (Fig. 9) (150).

La exploración radiológica se inicia con la realización de una ortopantomografía, a partir de la cual se podrán planificar las proyecciones necesarias. La región a examinar se determina mediante una escala especial sobre el negatoscopio. Por medio de los parámetros deseados, que son zona, eje de corte, grosor de capa y distancia entre capas (2-8 mm), se determina el número del programa en el ordenador o en la lista de programas y se introduce en el tablero de control (153) (150).

La tomografía espiral mediante el equipo Scanora®, que es la más comunmente empleada, presenta las siguientes ventajas (150):

- * Emplea chásis para películas extraorales y no intraorales.
- * Existe gran variedad de programas en el equipo.
- * No necesita gran espacio.
- * Produce escasos artefactos por las posibles restauraciones metálicas.
- * Emite escasa radiación en comparación con la exploración mediante tomografía computarizada.

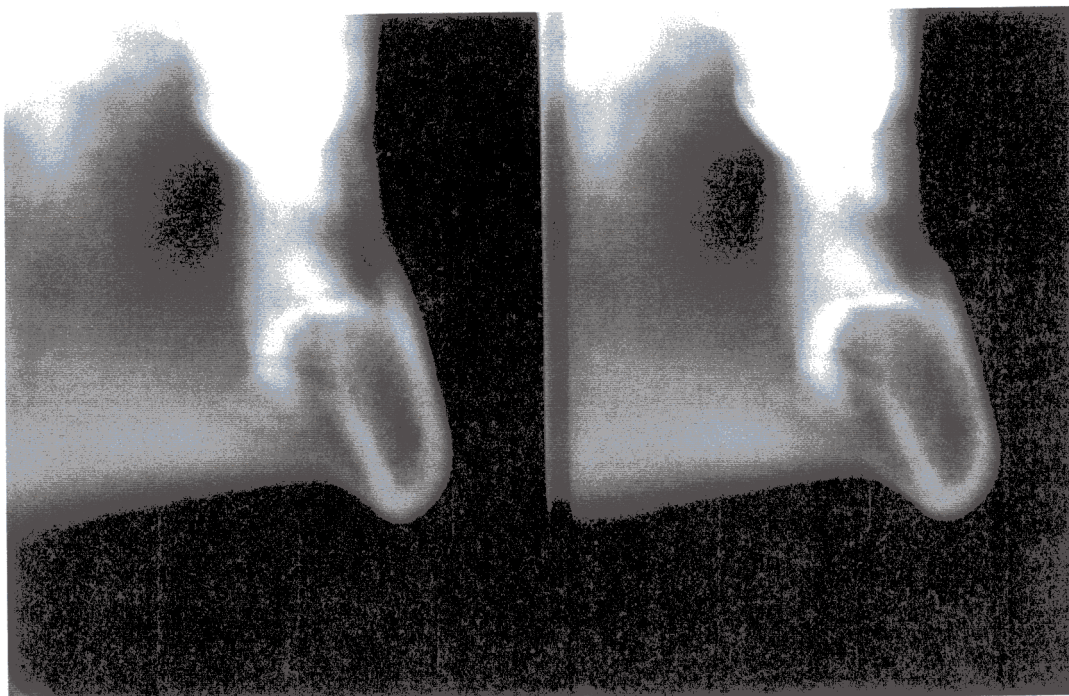


Figura 9. Cortes tomográficos producidos por el equipo Scanora.

Los inconvenientes que presenta este sistema de exploración se resumen a continuación (24) (150):

- * Precisa un cierto tiempo de aprendizaje.
- * Hasta ahora sólo se puede realizar en posición del paciente sentado.
- * Requiere un tiempo largo de exploración, por lo que existe el peligro de registrar imágenes movidas.
- * Se precisa experiencia para la confección e interpretación de las imágenes.
- * Consume un alto número de películas radiográficas.
- * Tiene una aplicación limitada en cuestiones concretas de traumatología y oncología.

Además de que la radiografía panorámica que realizan estos equipos es de gran calidad, ofrece información acerca de la inclinación, espesor y calidad del hueso por un coste relativamente bajo. La radiación que recibe el paciente es diez veces menor que la de una tomografía axial computarizada (3) (24).

La tomografía convencional es una alternativa a la TC, que para muchos autores como Misch (3), Fredholm (25), Peterson (28), Theisen (67), Chen (68), Kaeppler (150) y Clark (154), ofrece información diagnóstica similar, aunque es una técnica de exploración muy sensible y depende en gran parte del operador que la realiza.

Ha sido muy aceptada para la evaluación de reborde residual para un implante sólo o para múltiples fijaciones en un mismo cuadrante. Sin embargo, Kassebaum y col. (29) en otro estudio demostraron que en el 20 % de los casos no se producen imágenes con suficiente calidad diagnóstica.

Aunque la dosis de radiación emitida por corte es inferior a la de la TC, Kassebaum y col. (155) demostraron que para un examen de múltiples cortes, en concreto seis o más, las dosis de exposición de la TC pueden resultar inferiores a las de la tomografía convencional. Por lo tanto, el clínico debe evaluar el riesgo-beneficio que depende del número de localizaciones implantológicas.

La exposición media de radiación durante un estudio tomográfico es inferior a la de un estudio radiológico periapical de toda la boca. La dosis media recibida por la exploración tomográfica es de 1 a 6 mrad, o de 50 mrad en el caso de una serie completa de placas (3).

Sin embargo, Clark y col. (154) realizaron un estudio de dosis de radiación emitidas por distintas técnicas radiográficas, concluyendo que la tomografía lineal expone al paciente a dosis aproximadas de 120 mrad.

Por otra parte Tammisalo y col. (156) concluyeron en su estudio de 1994 que la dosis de radiación emitida a un paciente por una exploración de tomografía convencional resulta comparable a la de una o dos radiografías periapicales E-speed o al 30 a 70 % de un examen panorámico convencional.

Las imágenes obtenidas tienen un importante coeficiente de magnificación (en algunos casos hasta de 1:1,7 o 70 %). Resulta de gran interés para el implantólogo conocerlo para poder realizar con exactitud las mediciones sobre el reborde residual. Además hay que considerar que existen tomógrafos con factor de magnificación constante y en otros éste es variable (157).

Para la evaluación de un gran número de emplazamientos implantológicos esta técnica es impráctica pues consume mucho tiempo porque requiere cálculos adicionales para colocar al paciente en una posición central al haz de rayos. Estos ajustes son necesarios entre corte y corte para asegurar que la proyección sea perpendicular al plano elegido (17) (45).

Una importante aplicación de esta exploración se encuentra en el control postquirúrgico de los posibles fracasos implantológicos relativos a alteraciones de la sensibilidad (Fig. 16). El titanio no produce artefactos en los cortes tomográficos como en el caso de la TC (150).

3. 2. 2. 1. 5. TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA.

La tomografía computarizada (TC), que en un principio se denominó *tomografía axial computarizada* (TAC), también es conocida como *escanografía* o *tomodensitometría*. Se trata de una técnica radiográfica que une los conceptos de la radiografía de capa fina (tomografía) con la síntesis de imágenes por computadora (2).

Esta técnica se basa en medir y cuantificar la absorción que se produce por un determinado volumen de tejido cuando el rayo incidente lo atraviesa. La diferencia fundamental de la tomografía computarizada con otras modalidades radiológicas es que la imagen obtenida no se registra inicialmente sobre una superficie sensible fotográfica, sino sobre una serie de detectores (cámaras de ionización), que transforman la señal que reciben en señal eléctrica y ésta a su vez en un conjunto de números que representan las diferentes absorciones de cada unidad de volumen. Posteriormente estos dígitos pueden representarse, por un proceso de reconversión, en una imagen fotográfica libre de superposiciones (2) (3) (12) (144) (158).

En el territorio maxilofacial la principal utilidad de la TC radica en la exploración tridimensional de procesos traumatológicos y tumorales, así como en el examen de los senos maxilares, glándulas salivales y articulación témporo-mandibular (43).

En la valoración de lesiones maxilofaciales la tomografía computarizada desde que fue introducida por Hounsfield en 1970 ha ido adquiriendo un interés creciente (43). Permitió por primera vez un estudio anatómico con nitidez del

hueso alveolar en el plano vestibulopalatino y la localización vestibular, central o lingual del nervio dentario inferior.

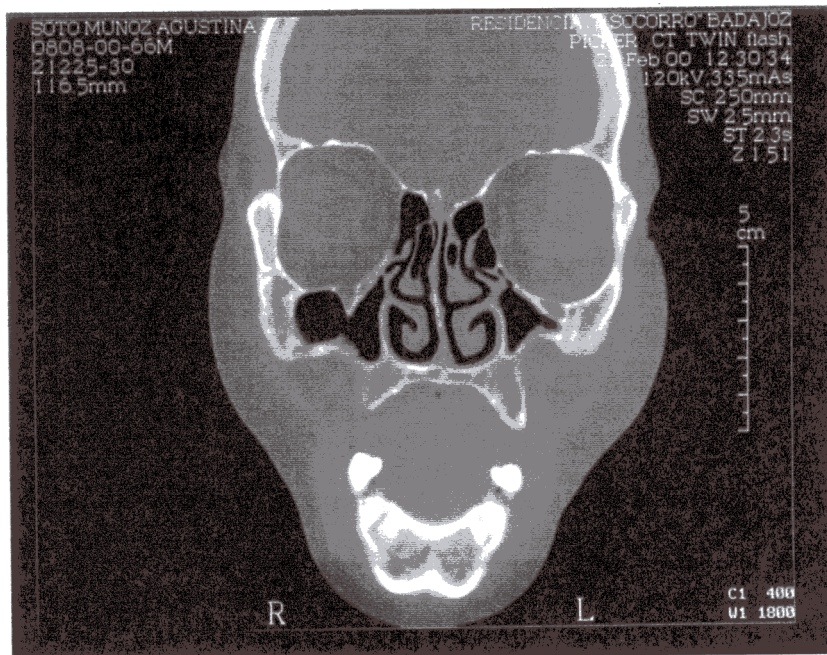


Figura 10. Imagen de TC reformateada con programa no específico para el territorio maxilofacial

A partir de los años ochenta la imagen densitométrica revolucionó el mundo de la radiografía en general, pero su introducción en el ámbito maxilofacial quedó limitada. Varias razones justifican este inicio difícil: la calidad de las imágenes era insuficiente por los problemáticos artefactos debidos a las restauraciones metálicas, la realización de los exámenes era muy incómoda para el paciente y las listas de espera eran largas, lo que dificultaba el acceso a los equipos de TC que escaseaban en aquel entonces (3) (46).

El uso de imágenes de alta resolución y el espesor reducido de los cortes (de 1 a 2 mm) mejoraron de manera considerable la calidad de las imágenes. Los tiempos de adquisición y de reconstrucción bi y tridimensionales se acortaron

notablemente, de modo que ya no era tan utópico aprovechar las capacidades del escáner en implantología oral (159).

En los años siguientes se usó la tecnología de TC principalmente para proveer información anatómica en una amplia variedad de lesiones de cabeza y cuello. Pero los continuos avances en la aparatología, junto con la multiplicación de los equipos radiológicos, permitieron a mediados de los años ochenta los primeros intentos de chequeos preimplantológicos con TC (35).

Seleccionando el zoom de adquisición idóneo, era ya posible conseguir imágenes de dimensión real (1/1). Pero estos exámenes seguían siendo criticables porque los cortes coronales directos obligaban al paciente a unas posiciones inestables y aleatorias, difíciles de lograr y de conservar en personas ancianas.

Además los cortes coronales directos suministrados por el escaner sin programa específico casi nunca podían ser estrictamente perpendiculares al plano de referencia maxilar o mandibular, lo que significa una deformación de las imágenes y, como consecuencia, el empleo de un coeficiente de distorsión para poder ponderar las medidas, complicando así la exploración (46). Estas imágenes no eran cortes transversales puros, sino sólo aproximaciones debido a la curvatura de los maxilares, puesto que sólo se podían lograr imágenes transversales perpendiculares al eje longitudinal del cuerpo (Fig. 10) (3) (160).

Aunque fue en 1987 cuando se publicaron los primeros resultados empleando el programa Dentscan (45), hasta 1990 no aparecieron en el mercado programas informáticos específicos de TC de aplicación en el territorio maxilofacial y equipos para la exploración radiológica en implantología oral (48) (161).

En la actualidad existen numerosos sistemas desarrollados para su aplicación en el territorio maxilofacial. La particularidad de estos programas es su capacidad para reproducir imágenes exactas, con espesores de corte muy finos (1 mm aproximadamente).

El principio de estos softwares es siempre idéntico; a partir de los datos numéricos obtenidos y grabados en el transcurso de los cortes axiales de adquisición (plano palatino o plano mandibular) y mediante un proceso de reformateado, ofrecen cortes sagitales, frontales, oblicuos y panorámicos del objeto explorado. Debido a ello, el interés por el uso de la TC aplicada a la implantología oral ha crecido de forma espectacular en los últimos años (3) (18) (46) (54) (154) (163).

Se crea la imagen como una matriz de puntos de información o unidades elementales de volumen denominadas voxels. Sin embargo, aunque el voxel tiene un volumen, se representa por una imagen elemental plana bidimensional llamada pixel, que en conjunto forman una imagen matricial.

La densidad de cada voxel representa la cantidad de rayos X absorbidos por dicho pequeño volumen de tejido. Esta absorción es calculada por el ordenador mediante la utilización de programas matemáticos muy complejos a la vez que la transforma en unidades de densidad tomodensitométrica, conocidas como unidades Hounsfield (UH) (134). Las unidades de Hounsfield tienen como límites los valores numéricos 1000 y -1000. El primero de ellos se le ha otorgado a la densidad del hueso compacto y el segundo a la densidad del aire. Al agua se le ha dado un valor igual a 0. Estructuras con valores intermedios tendrán valores intermedios.

Por lo tanto la información sobre la absorción se almacena como un número en la memoria del ordenador. A continuación se asignan a dichos puntos un valor de color gris y se presentan en el monitor. Cuanto mayor sea la cantidad de rayos X que atraviesan un volumen de tejido, más oscuro aparecerá en la imagen de TC y conforme el tejido absorbe más rayos X, más blanco se observará (3) (45).

Las mediciones de atenuación del haz de rayos X se realizan en un perímetro de 360 grados alrededor de la parte del cuerpo a explorar. Haciendo girar el tubo de rayos X y los detectores alrededor del objeto estudiado, se obtienen los datos sobre las características de densidad del mismo (2) (3).

La exploración se realiza con el paciente en posición de decúbito supino, con el plano oclusal, o en otros casos con el basal mandibular, posicionado perpendicular al plano horizontal (47) (164). El tiempo de exploración es de 10 minutos aproximadamente (52).

El equipo realiza una serie de cortes axiales de la estructura a estudiar que han de sobrepasarla en ambos extremos. El maxilar se explora desde el tercio inferior del seno maxilar y desde el borde inferior del hueso basal en la mandíbula hasta las coronas dentales (52). El plano de estos cortes debe ser paralelo al paladar duro en el maxilar y al plano oclusal o bien, al borde inferior en la mandíbula (18).

Para la exploración de cada uno de los maxilares se seleccionan de 20 a 40 cortes contiguos dependiendo de la configuración del paciente y distanciados 1 mm. El radiólogo programa las condiciones de la exploración como son: matriz de alta resolución (512/512), filtro óseo, miliamperaje, kilovoltaje y tiempo de

exposición, con el propósito de lograr, con cortes finos, la mayor definición o resolución espacial posible para un tomógrafo dado (39) (46) (47).

Cuando se han programado los cortes necesarios y sus condiciones de adquisición, el examen queda totalmente bajo el control del programa de software del equipo. Esta fase de adquisición puede variar en duración según el número de cortes efectuados pero en regla general no pasa actualmente de diez minutos (46).

A partir de los cortes axiales de adquisición, el ordenador reorganiza la información obtenida reconstruyendo imágenes de los maxilares en un orden secuencial desde cualquier punto de vista que preseleccionemos, de tal forma que puedan fotografiarse en hojas de película radiográfica. Esta fase recibe el nombre de reformateado (2) (8) (13) (18) (45). Toda la información obtenida de las imágenes de TC se almacenan en un archivo de datos (47).

Para obtener reconstrucciones frontales de tipo panorámico se traza una línea curva en la pantalla del ordenador a mano alzada con el cursor manual que recorra toda la arcada. En la mandíbula suele tratarse de una línea imaginaria que sigue el trayecto del conducto mandibular y el conducto incisivo cuando aparece. Por medio de esta línea queda definido un plano mandibular frontal (8).

Las imágenes transversales u oblicuas las obtiene el ordenador reformateando la información almacenada de forma perpendicular a la curvatura del hueso a lo largo de toda la altura vertical del maxilar y la mandíbula (46) (47) (162).

Estos cortes transversales, distanciados 1.5, 2 ó 3 mm unos de otros, se imprimen secuencialmente en una película, de tal modo que corresponden con los

números encontrados en la imagen del corte axial (47). En el caso de la planificación del tratamiento implantológico se recomienda obtener imágenes panorámicas y cortes transversales con una separación de 2 mm (12).

Además, existe la posibilidad de realizar con algunos de los programas de software reformateado tridimensional. Éstos permiten, uniendo los cortes individuales uno sobre otro, obtener imágenes volumétricas tridimensionales con un efecto relieve que acerca la imagen radiológica a la realidad anatómica (49). Incluso nos permite obtener reconstrucciones con cualquier orientación en el espacio, procedimiento éste que permite nuevas posibilidades en la planificación de las intervenciones quirúrgicas (24) (47) (165) (166).

Estas imágenes conseguidas sin la presencia del paciente, proporcionan al cirujano una anatomía muy cercana a la que se va a encontrar durante la intervención (167). El hueso reconstruido puede ser desarticulado y movido en todos los sentidos del espacio para examinar todas las caras del mismo (168).

Son muchos los programas informáticos para esta aplicación comercializados y algunos de ellos disponen incluso de sistemas que permiten la colocación simulada del implante en la zona elegida (46) (53) (49).

Algunos fabricantes de equipos de TC disponen de programas exclusivos que procesan las imágenes sólo en sus propias unidades. Sin embargo, otras compañías disponen de programas que se pueden usar también en una estación de trabajo independiente. Como el programa el SIM-Plant, que se desarrolló, no para un equipo de TC, sino como programa de usuario para el cirujano, y en donde se puede planificar el tratamiento superponiendo implantes de distintos tamaños sobre las imágenes reformateadas en tamaño real. De esta forma se representa

automáticamente el implante en todas las imágenes originales y reformateadas, una vez que el operario ha elegido el emplazamiento para el mismo, modificando la angulación, longitud y grosor de los mismos (49) (52) (53).



Figura 11. Imágenes de TC producidas por el programa Dentascan.

Uno de los programas más conocido y extendido es el Dentascan (Fig. 11). Éste, partiendo de un corte axial, determina él mismo una línea a lo largo de la arcada, en relación con la cual se reformatean los cortes oblicuos transversales (169). Como con otros programas para escaners como son el Denta-TC y el 3D-Dental, se puede determinar el número de cortes y la distancia entre los mismos (46) (161).

El contraste de las imágenes depende de la calidad del haz de rayos X, de la densidad del tejido y de las características de los detectores usados para medir la *energía transmitida*. Las imágenes de TC pueden captar unos 200 niveles de grises. Dado que el ojo humano no puede percibir tantos a la vez, se representan en segmentos ponderados para permitir la visualización de los tejidos tanto duros como blandos (12).

La resolución de las imágenes de TC también depende de varios factores, como son el tamaño de cada punto o elemento de imagen, el espesor del corte y la distancia entre los mismos. Cuanto menor sea la medida de los pixels, mayor será la precisión de las imágenes (45).

Además la resolución espacial de las imágenes depende de la calidad de los detectores de rayos X, de la calidad del sistema de visualización (inicialmente un monitor de video) y de la intensidad de la radiación. Normalmente se pueden apreciar estructuras de menos de 1 mm de tamaño (12) (170).

La gran ventaja de la TC reside en la posibilidad de evaluación tridimensional de cualquier zona, a pesar de que la técnica de obtención de la imagen es tan sólo unidimensional. Por lo tanto proporciona información acerca del espesor, altura y angulación del hueso disponible. Resulta así de máxima ayuda para determinar la óptima ubicación de la fijación, su angulación, diámetro y longitud (2) (24) (47) (113).

Su utilización en implantología es cada vez mayor, ya que es más precisa que otras técnicas en la localización de estructuras como los senos maxilares, fosas nasales, conducto dentario inferior o agujero mentoniano y en la visualización de las irregularidades de los maxilares (48).

La TC produce imágenes en tamaño real, puesto que la magnificación de la imagen la controla el programa de ordenador, con contraste elevado, muy detalladas, sin superposiciones y con un alto grado de resolución. Basta para realizar las mediciones la ayuda de una simple regla o las plantillas transparentes que suministran casi todos los sistemas de implantes, no siendo necesario utilizar coeficientes de corrección. Finalmente el error queda reducido debido a la menor distorsión de la imagen (2) (22) (40) (43) (47) (113) (121) (125) (149).

Sin embargo, la TC tiene problemas inherentes como es la inmovilización cefálica a la que ha de verse sometido el paciente y la dificultad de posicionarle correctamente. Si el paciente se mueve durante la adquisición de uno o más cortes, se puede alterar una sección entera del maxilar (48).

Otro posible inconveniente de la TC viene dado por la presencia de artefactos de tipo lineal y distorsiones en la imagen, que pueden bloquear parte de la información necesaria, debidos a restauraciones o testigos metálicos (3) (18) (24) (48) (49) (125) (154), aunque las restauraciones odontológicas suelen limitarse a la zona coronal y no al hueso (2). La TC puede también sufrir efectos de endurecimiento del haz de rayos por el exceso de densidad del hueso cortical (171).

En este sentido hay autores que indican que la presencia de titanio no produce interferencias susceptibles de modificar la técnica (48), porque produce pocos o nulos artefactos sobre las imágenes de TC. Su aspecto radiográfico es similar a la hidroxiapatita, por lo que la presencia de fijaciones o aditamentos de titanio no obstaculiza los chequeos postoperatorios (45).

No cabe duda que las desventajas principales de la TC son

comparativamente su elevado coste, el gran tamaño del aparato y, sobre todo, la alta dosis de radiación necesaria para obtener imágenes de calidad (2) (22) (40) (43) (47) (113) (120) (121) (125) (149). Además la exploración con TC implica el barrido de la arcada completa (172).

Actualmente la TC se está empleando también en la valoración de distintos materiales de injerto óseo (tipo inlays y onlays y elevación de seno maxilar), utilizados tanto para aumentar la zona de recepción de los implantes, como simultáneamente a la fijación de los mismos (12) (46).

Desde hace algunos años, los sistemas de fresado asistidos por ordenador posibilitan la fabricación en tamaño real del volumen anatómico estudiado a partir de los valores obtenidos mediante TC. El ordenador dirige a una máquina que dibuja por medio de un rayo láser en el seno de un baño de resina y reconstruye el volumen en tres dimensiones. Como resultado se obtienen modelos de gran claridad para el estudio, planificación y simulación de la fase quirúrgica implantológica. A esta técnica se la denomina estereolitografía (36) (53) (113) (165) (173) (174) (175) (176) (177).

Como conclusión, mediante la TC todas las estructuras quedan reproducidas con fidelidad a escala natural y con gran nitidez, lo que constituye una ventaja considerable frente a las tomografías convencionales. No obstante tiene un coste mayor y dosis de exposición a la radiación considerablemente superiores.

3. 2. 2. 2. TÉCNICAS NO BASADAS EN LOS RAYOS X.

3. 2. 2. 2. 1. RESONANCIA MAGNÉTICA.

La resonancia magnética (RM) es un método que no utiliza radiación ionizante y que emplea el fenómeno de resonancia nuclear magnética (RNM) para crear finos cortes seccionales de excelente resolución espacial (171). Las señales de RM, que contribuyen a la formación de las imágenes, las generan los protones de hidrógeno en agua o grasa, por lo que el hueso cortical y el esmalte de los dientes se ven oscuros, reflejando la ausencia de dichos protones, mientras que la grasa de la médula del hueso esponjoso se ve clara porque sí genera señal (Fig. 12) (178).

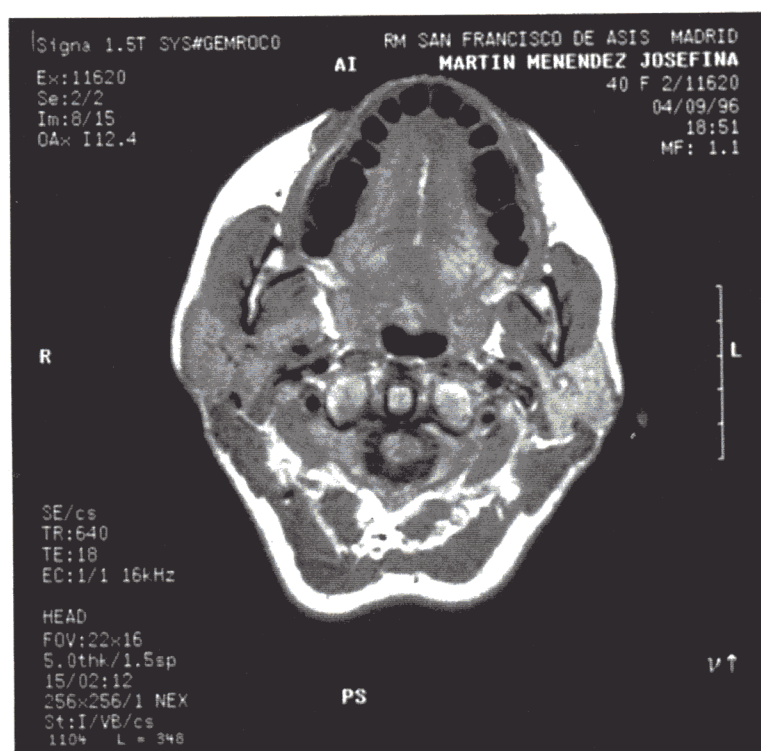


Figura 12. Imagen generada por resonancia magnética.

Las densidades relativas de las imágenes no sólo dependen del índice de protones de las estructuras, sino también de sus campos moleculares. La mucosa, el mucoperiostio y los tejidos vasculares y nerviosos aparecen también como imágenes claras.

La ausencia de radiación ionizante y la capacidad de explorar secciones desde cualquier angulación, hacen de la RM una técnica no invasiva, flexible y segura excepto en pacientes portadores de marcapasos, ciertas prótesis o implantes y clips vasculares intracardiacos, en los que esta exploración está contraindicada. Además debe evitarse durante el primer trimestre del embarazo (171) (179) (180).

La RM, modalidad más reciente que la TC, tiene la capacidad de explorar directamente cualquier plano deseado sin necesidad de ser reformateado (181), ni de reposicionar al paciente (17).

La RM puede ser menos susceptible de artefactos debido a restauraciones dentales que la TC dependiendo del tipo de material. Además la degradación de las imágenes es normalmente menor a no ser que el material empleado sea ferromagnético, lo que ocasiona extensos bloqueos de señal, distorsiones geométricas y artefactos sobre una región mayor del objeto mismo a estudiar. La amalgama, el titanio y la mayoría de los aceros inoxidables ocasionan sólo pérdidas de señal locales, que son insuficientes para alterar de forma significativa la calidad de las imágenes (171) (180).

Entre sus inconvenientes hay que destacar el elevado coste económico y la duración de la exploración, comparativamente mayor que la de otros procedimientos, por lo que en la actualidad tiene sus indicaciones muy limitadas en el territorio maxilofacial, concretamente en el diagnóstico de la patología de los

tejidos blandos, por la gran precisión con que se muestran con esta técnica (158) (179).

Los sistemas de resonancia magnética han adquirido una enorme popularidad en medicina, aunque todavía no se les ha encontrado utilidad en implantología oral. La resolución inherente de la exploración queda por debajo del requerido para observar la anatomía sutil de los maxilares. Es muy difícil interpretar la calidad del hueso cortical y trabecular, el número de equipos es muy limitado y cada uno de ellos cuesta aproximadamente el doble que uno de TC (3). Sin embargo, es posible que con más avances técnicos todo esto cambie en el futuro (45).

Autores como Tailor (182) y Grifé (18) han criticado el uso de la RM en la planificación de los tratamientos implantológicos. Afirman que ésta no ofrece correcta información sobre el tejido óseo porque no tiene señal de resonancia, por lo que crea confusión con estructuras como el aire o el tejido cicatricial, que tampoco la tienen. Aunque el hueso cortical no tiene señal de RM, los límites de éste, tanto el hueso trabecular, como el mucoperiostio, sí resultan visibles.

Todas estas limitaciones están siendo superadas gracias a la actual aparatología. Los nuevos equipos son más pequeños, baratos y numerosos, por lo que la accesibilidad es también mayor (181).

A la hora de realizar la exploración como el acrílico de las férulas no es ni conductor eléctrico ni ferromagnético, no ocasiona artefactos y aparece como un área oscura con ausencia de señal. La posible ubicación de las fijaciones se marca con perforaciones de 2 mm de diámetro, que se rellenan con aceite de hígado de bacalao o aceite con agua de rosas para dar señal luminosa (180).

Crawford y col. (180) emplean una solución de Magnevist® y suero salino al 2 por mil como testigo de la imagen. El Magnevist® contiene iones de gadolinium paramagnético y está diseñado para uso intravenoso y no ocasiona ni riesgo ni obstáculo alguno.

En 1990 Zabalegui y col. (183) publicaron los resultados de su estudio sobre RM en implantología. Las mediciones del proceso alveolar realizadas en las imágenes sagitales y coronales de RM eran comparables a las de la TC.

Hasta hace poco no existía ningún paquete de software específico de RM para el diagnóstico implantológico (171). En los últimos años se ha creado un equipo para realizar tomografías de RM dental. Nasel y col realizaron en 1998 (184) (185) dos estudios con este sistema. Tras realizar la exploración, se reconstruyen imágenes panorámicas y transversales mediante el programa informático para imagen dental. En todas las mandíbulas examinadas, cinco en un estudio y once en el otro, se representaba excelentemente el paquete vasculonervioso dentro del conducto mandibular, su relación con los dientes y los conductos pulpaes de éstos.

En un estudio similar realizado por Ikeda y col en 1996 (186) evaluaron la apariencia del conducto mandibular y su contenido mediante RM. Exploraron mandíbulas de cadáveres y compararon el tamaño, forma y patrón de las estructuras del canal en las imágenes de RM y en las secciones anatómicas. Tanto el nervio dentario inferior como el tejido conectivo pudieron ser identificados claramente en las imágenes.

Incluso en alguno de los cortes de RM se puede diferenciar el haz de axones de la vaina nerviosa. Esto puede resultar útil en el diagnóstico de posibles alteraciones neurosensoriales tras una cirugía implantológica.

Gray y col. en 1998 (171) realizaron un estudio con RM para evaluar a un grupo de cuatro pacientes previo a la cirugía implantológica, concluyendo que las imágenes de RM muestran estructuras anatómicas vitales y que se puede medir la longitud y angulación ideal de los implantes en los cortes con buenos resultados clínicos. El hueso cortical se diferencia claramente del hueso trabecular, lo que hace posible planificar el anclaje cortical de los implantes para una óptima osteointegración.

Sin embargo, a diferencia de la TC, la señal de RM no se origina a partir del contenido mineral del hueso, por lo que estimar su densidad con esta técnica puede resultar problemático.

Hoy en día, las principales utilidades de la RM en odontología se encuentran en el estudio de la articulación témporomandibular, donde se observan claramente las características de la cápsula, el cartílago y la musculatura asociada y en la valoración de patología tumoral (171). Sin embargo, se puede tener en cuenta la RM como una alternativa dentro de las técnicas de diagnóstico preimplantológico por imagen, cuya principal ventaja es la ausencia de radiación ionizante.

3. 2. 2. 2. 2. ECOGRAFÍA

La **ecografía** o **sonografía** es una técnica diagnóstica y terapéutica, que mediante ultrasonidos produce una transmisión de ecos acústicos al interior del cuerpo explorado. Éste, en función de la impedancia de los tejidos, refleja más o menos energía, que se traduce en imagen a través de un monitor.

El ultrasonido se utiliza básicamente en tres áreas de la medicina (187):

1. Como método diagnóstico.
2. Para instrumentación clínica, siendo posible el estudio dirigido. Se utiliza intraoperatoriamente o para guiar la aguja en biopsias por punción-aspiración.
3. Como método terapéutico.

La aplicación del ultrasonido como examen diagnóstico por imagen en implantología presenta las siguientes características (187) (188) (189):

- Es un procedimiento inocuo y no invasivo.
- El diagnóstico es en tiempo real.
- No es molesto ni gravoso para el paciente.
- Es de cómodo manejo para el profesional.
- Existe la posibilidad de realizarlo de forma ambulatoria sin desplazamiento del paciente a un centro especializado.
- Los exámenes ultrasónicos se pueden reproducir tan a menudo como sea necesario.
- No tiene riesgo de exposición para el profesional que realiza la prueba, debido a la alta atenuación que tienen los ultrasonidos de esta frecuencia en el aire.

- Los datos obtenidos son fáciles de documentar empleando técnicas de video o fotográficas.

Ya en 1992 Traxler y col. (190) publicaron un artículo en el que lo describen como método alternativo para determinar el espesor óseo. Ellos comparaban la técnica de trazado óseo mediante osteómetro con la ecografía para analizar el espesor del proceso alveolar en cuatro pacientes edéntulos. Para obtener cortes idénticos y reproducibles marcaron los puntos de medida con tinta indeleble sobre el reborde residual.

Emplearon en el estudio dos tipos de calibres, de Wilson (WBC, Sidney South 2000, Australia), que ofrece una exactitud en las mediciones de ± 1 mm y de Sporlein (U. de Mainz, Alemania), cuya precisión es de ± 0.5 mm. Las mediciones se realizaron en la zona de premolares en ambos maxilares.

Para las mediciones con ultrasonidos emplearon unos transductores lineales a 10 MHz (ATL-Ultramark 8, Laboratorios Técnicos Avanzados de USA, Washington, D.C.). Para evitar artefactos, interpusieron un elastómero de silicona entre el transductor y la mucosa oral.

Lograron diferenciar los tejidos blandos del tejido óseo gracias a la diferencia de impedancia de los mismos. Una parte del total de la señal ultrasónica original se refleja de acuerdo a las distintas impedancias. El hueso con una buena capacidad de reflejar (mala impedancia) aparece en la imagen como una línea brillante y, sin embargo, los tejidos blandos se observan como una imágenes moteadas.

En todas las áreas examinadas las imágenes de ecografía de cortes axiales del reborde alveolar maxilar y mandibular las consideraron válidas. Cuando se compararon los datos obtenidos sobre las imágenes de ultrasonidos con los resultados obtenidos con los dos tipos de calibres, la desviación máxima fue de 0.7 mm entre los tres exámenes.

Además, mediante ecografía localizaron exactamente los agujeros mentonianos. Debido precisamente a las concavidades vestibulares del reborde alveolar maxilar, no pudieron visualizar el total del contorno óseo con una sola dirección del haz ultrasónico. Para evaluar el perfil de la cresta residual y del cuerpo del maxilar es necesario cambiar la posición del transductor en el mismo plano.

Hasta hoy, el diagnóstico ultrasónico en odontología estaba limitado por la presencia de estructuras anatómicas óseas, catalogadas como cuerpos anecogénicos, es decir, sin capacidad de ser penetrados por los ecos sónicos, imposibilitándose su exploración. Por el contrario, la musculatura esquelética sí resulta ecogénica (187).

Sin embargo, en la actualidad los equipos de nueva generación permiten identificar los límites entre tejido mineralizado y no mineralizado y diferenciar entre tejido óseo, estructuras dentarias, e incluso ligamento periodontal (Figura 13). De esta forma, sobre las imágenes se pueden trazar mediciones y utilizar el eco sónico como primer método de selección del paciente para la realización de una técnica implantológica convencional.

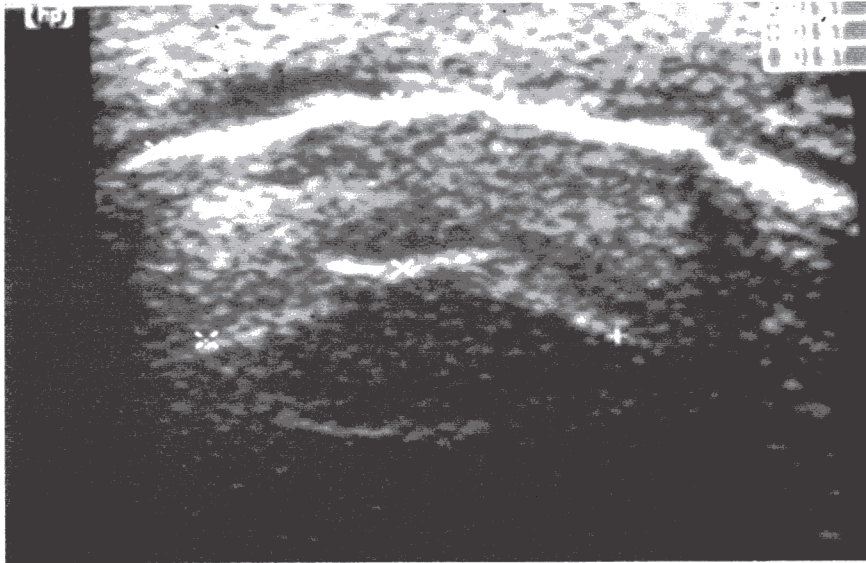


Figura 13. Imagen de ultrasonidos de un corte axial mandibular de un paciente desdentado total.

3. 2. 3. OSTEOMETRÍA

El problema principal en el diagnóstico en implantología radica en estimar el espesor del hueso, ya que el contorno mucoso puede enmascarar las dimensiones reales del reborde alveolar. El mapeo óseo u osteometría es un procedimiento invasivo, no radiográfico, que permite al cirujano determinar el espesor del hueso alveolar antes del plan de tratamiento y de la cirugía.

Se trata de introducir a través de la mucosa anestesiada cualquier instrumental afilado para medir su espesor. Estas mediciones se realizan en distintos puntos significativos alrededor del lugar donde se va a fijar el implante. Las distancias entre la superficie y el hueso subyacente se van registrando y trasladando a los modelos de estudio de la arcada dental. La diferencia de las medidas obtenidas en el modelo y las recogidas mediante osteometría darán como resultado los valores del tamaño del proceso alveolar residual (36) (125) (137).

El modelo se puede seccionar a ambos lados del lugar donde irá la fijación para lograr una estimación de la anatomía de la superficie ósea (180). Como medio de sondaje se puede emplear una lima de endodoncia o una sonda con tope de goma (36) (125).

Si se emplea un calibrador u osteómetro, las puntas del mismo penetran en la mucosa hasta que se alcanza la superficie del hueso. Una regla milimetrada cerca del final del mango del osteómetro proporciona la lectura del espesor alveolar.

La información obtenida mediante el mapeo del contorno del hueso se puede combinar con la información recogida de las radiografías periapical o panorámica, teniendo así una configuración tridimensional del reborde alveolar.

No obstante, pese a que para la mayoría de autores, el método diagnóstico que más se acerca al tamaño y forma de las estructuras óseas es la TC, el trazado óseo es una técnica simple, rápida, inocua y efectiva en algunos casos para el diagnóstico preimplantológico. Las ventajas principales de esta exploración son que el tiempo requerido y el coste de la exploración son reducidos respecto a técnicas radiográficas más complejas y además no se expone al paciente a radiación ionizante (125).

Cuando hay que sustituir un solo diente con un implante se puede medir la anchura bucopalatina mediante esta técnica de osteometría (191). Para determinar la altura del reborde y valorar la salud y calidad general del hueso se puede recurrir a la radiografía panorámica y a las radiografías periapicales. Los dientes adyacentes nos sirven de referencia para establecer el perfil de emergencia deseado del implante y para definir la relación oclusal (12).

Sin embargo, por la mayor exactitud de la medición y el mayor aporte de información de las técnicas radiográficas, la utilización de cortes tomográficos será interesante cuando exista compromiso en la cantidad de hueso remanente donde vayamos a realizar la cirugía implantológica o estructuras vecinas próximas que puedan ser dañadas.

Esta técnica presenta las siguientes desventajas:

- Requiere anestesia.
- Es una técnica incómoda de emplear en sectores posteriores.
- No es útil en los casos de reabsorciones severas por la incapacidad anatómica de posicionar el calibrador sobre la cresta ósea.

La utilización del trazado alveolar con un osteómetro supone en algunos casos un procedimiento de evaluación fidedigno en la etapa inicial del plan de tratamiento. Se puede considerar indicada en casos de rehabilitar dientes unitarios en el sector anterior, cuando la reabsorción del reborde sea leve y en ausencia de cualquier lesión ósea.

Actualmente ha aparecido un aparato que facilita la medida del grosor de la mucosa en cada punto deseado y con mayor grado de precisión y de forma no invasiva. El aparato SDM (Krupp Medizintechnik, Essen), que fue ideado por Knapp en 1989, utiliza el principio de ecoimpulso. Desde el cristal piezoeléctrico que existe en el cabezal se envían impulsos ultrasónicos, que tras atravesar los tejidos blandos permeables a los ecos, son reflejados por la superficie ósea, siendo recogidos finalmente por el propio cabezal. Cada uno de estos ciclos de medición ocupa 1 ms. Todas las mediciones individuales se transmiten electrónicamente de forma continua y multiplicada por la velocidad ultrasónica tisular de 1.520 m/s. El producto proporciona el grosor exacto de la mucosa, que puede leerse directamente del equipo. Se ha logrado minimizar el tamaño del cabezal, de modo que pueden realizarse mediciones en cualquier punto de la cresta alveolar (16).

Los estudios comparativos entre la osteometría cruenta mediante sondaje y la medición ecográfica incruenta en los mismos individuos, y que se realizaron a fin de desarrollar el equipo, confirman la gran exactitud, así como el alto grado de comodidad que ofrece este nuevo procedimiento.

Sin embargo, en el caso de que exista un perfil mucoso de la cresta, como en el caso de pérdida traumática del hueso anterior, no se obtiene ninguna señal de eco, y por tanto, con esta técnica se obtendrán diagnósticos erróneos (16).

4. MATERIAL Y METODOLOGÍA

4. 1. MATERIAL

Para la realización del presente estudio se utilizó el material que se describe a continuación:

1. Recursos humanos.
2. Aparatología radiológica.
3. Películas radiográficas.
4. Material informático.
5. Material complementario.

1. RECURSOS HUMANOS.

Este estudio clínico ha sido realizado en la Facultad de Odontología de la Universidad Complutense de Madrid, en pacientes remitidos al Servicio de Implantes del Departamento de Medicina y Cirugía Bucofacial, así como en pacientes de algunas clínicas privadas de profesionales que han colaborado en el mismo. Todos estos pacientes asistieron a consulta para someterse a un estudio diagnóstico para un posible tratamiento implantológico en el maxilar inferior.

Durante los veintitrés últimos meses registramos un total de 63 pacientes. De entre todos ellos, 50 cumplían los criterios de inclusión.

La edad de los pacientes no se consideró un factor excluyente por lo que se pueden encontrar pacientes de cualquier edad.

Del total de la muestra, 14 casos correspondieron a varones y 36 a mujeres; 30 casos eran pacientes desdentados totales y 20 casos dentados parciales en el sector mandibular anterior (sector intermentoniano). De cada caso registrado se determinaron cinco localizaciones de estudio.

2. APARATOLOGÍA RADIOLÓGICA.

Todos los estudios radiográficos, tanto las ortopantomografías como las tomografías computarizadas, de los pacientes seleccionados para el estudio, siguiendo los criterios de inclusión y exclusión que se especifican en el apartado de metodología, se llevaron a cabo en el Centro privado de Radiología Maxilofacial de los Dres. A. Ortega Piga y R. Ortega Aranegui.

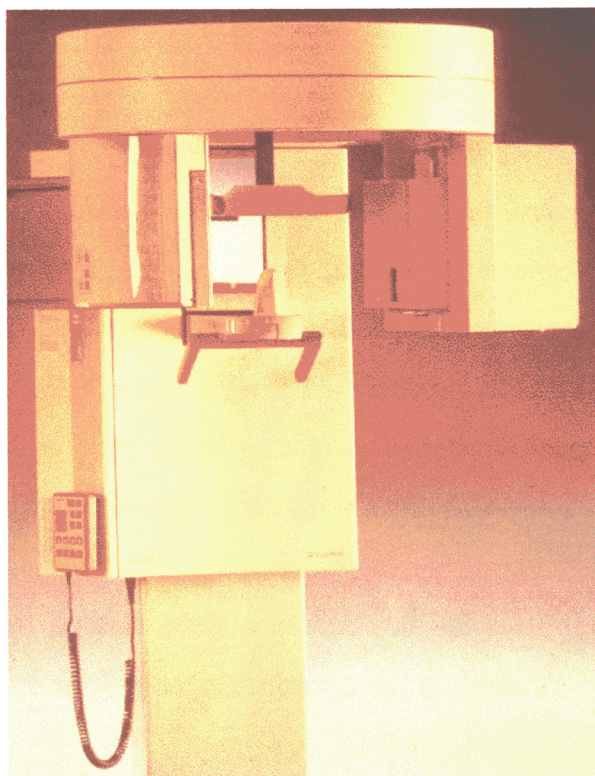


Figura 14. Equipo panorámico ORTOFOX.

Para llevar a cabo las radiografías panorámicas se utilizó un equipo comercializado por la marca SIEMENS, modelo **ORTOFOX** (Fig. 14). Este aparato panorámico está dirigido por distintos programas de software y uno de ellos permite efectuar radiografías con magnificación constante en sentido vertical de 1/1,25.

Las características técnicas más importantes del equipo Ortofox son las que se detallan a continuación:

PANORÁMICO ORTOFOX®	
Tensión nominal	208/220/230/240 V.
Corriente nominal	12 A.
Frecuencia	50/60 HZ.
Tensión del tubo	60-90 kV.
Corriente del tubo	9-16 mA.

Las tomografías computarizadas se realizaron con el equipo NEWTOM comercializado por QR s.r.l. (Verona, Italia) que es una unidad de TC multifuncional diseñada para exámenes de la región dentomaxilofacial (Fig. 15) y que presenta las siguientes características técnicas:

EQUIPO DE TC NEWTOM®	
Volumen máximo de reconstrucción	15 x 15 cm
Tiempo de barrido	75 segundos
Tiempo de exposición efectiva	18 segundos
Forma del haz de rayos X	Cónico y pulsado
Tensión del tubo	110 kV
Corriente del tubo máxima	12 mA
Corriente del tubo media por exploración ...	70 mAs
Matriz de adquisición	512 x 512
Matriz de reconstrucción en voxels	0.25 x 0.25 x 0.25 (x 1, x 2) mm
Detector de área de rayos X	9" II + CCD - cámara de TV



Figura 15. Equipo de TC NEWTOM®.

4. PELÍCULAS RADIOGRÁFICAS.

Las películas utilizadas para las radiografías panorámicas fueron modelo TMG de Kodak, que pertenecen al grupo de películas de línea verde, de 15 x 30 cm de tamaño, de medio-alto contraste. En el caso de las tomografías computarizadas se emplearon para el estudio películas DryView (DVD) también de Kodak de 35 x 43 cm, que son específicas para impresión de láser.

Cada estudio esta formado por una radiografía panorámica y un NewTom del maxilar inferior fotografiado en papel radiográfico.

5. MATERIAL INFORMÁTICO.

Las imágenes radiográficas realizadas por el sistema NewTom se procesaron y reformatearon por el paquete de software del propio equipo.

Este trabajo se ha realizado en gran parte mediante la utilización de ordenadores personales con procesador de texto Word de Microsoft y un programa informático para tratamiento de imágenes, además de un escáner de la empresa Hewlett Packard®. También se han empleado medios informáticos para la búsqueda bibliográfica y para el análisis estadístico de los resultados.

6. MATERIAL COMPLEMENTARIO.

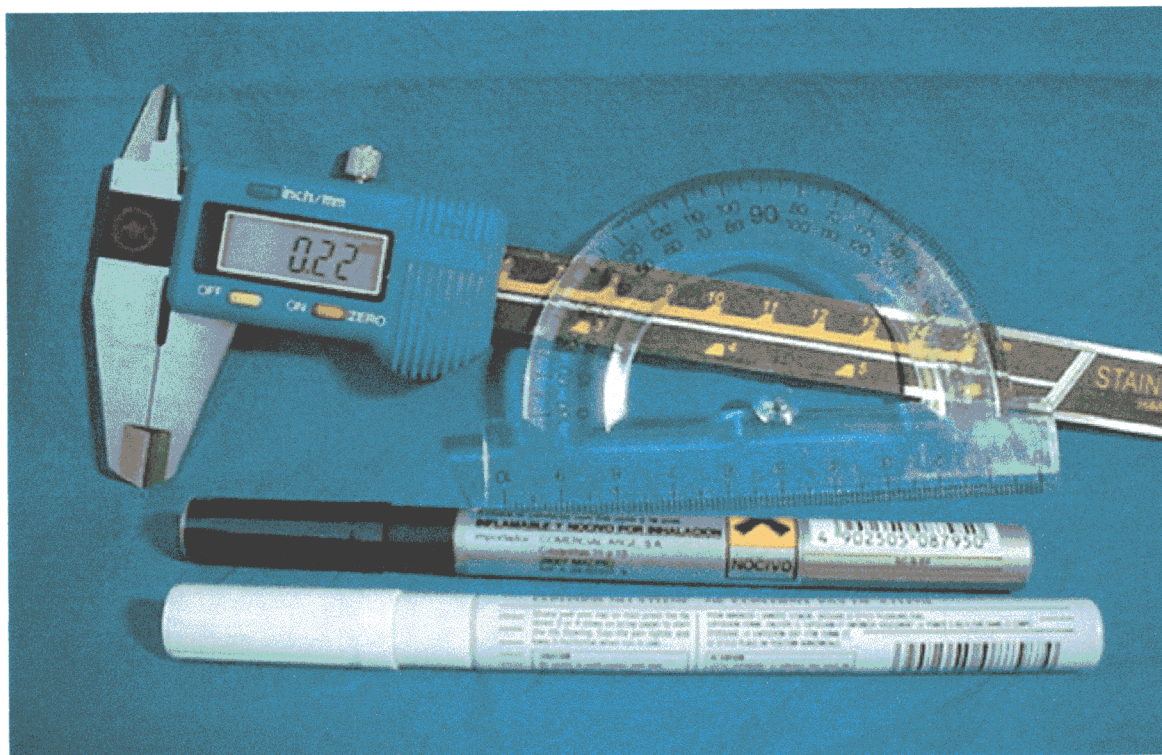


Figura 16. Material complementario empleado en el desarrollo del estudio.

Los líquidos reveladores y fijadores para el procesado de las películas han sido de la marca Kodak. Además de los equipos radiológicos, se han empleado procesadoras automáticas también Kodak para revelar las películas radiográficas sobre las que se realizaron las mediciones, y por lo tanto el diagnóstico implantológico.

También se utilizó el material necesario para realizar las mediciones sobre las radiografías (Fig. 16):

- Negatoscopio con lente de aumento.
- Compás de puntas y calibrador digital de centésimas de milímetro.
- Regla milimetrada.
- Rotuladores indelebles de punta muy fina (de 0.4 mm de trazo).

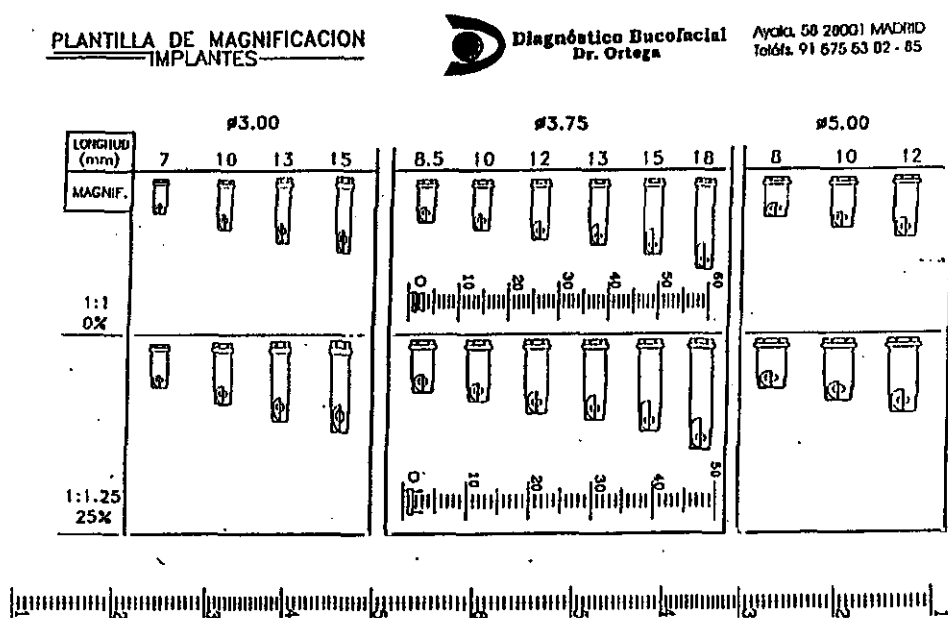


Figura 17. Plantilla de magnificación del Dr. R. Ortega Aranegui empleada en el estudio.

Para facilitar la lectura en términos reales de los valores obtenidos en las mediciones sobre las radiografías panorámicas, corrigiendo de este modo la magnificación debida a esta técnica, se utilizó la plantilla de acetato transparente diseñada por el Dr. R. Ortega (Fig. 17). En esta plantilla aparecen representadas determinadas fijaciones ampliadas según distintas magnificaciones utilizadas por diferentes aparatos y reglas de medida ampliadas en las mismas proporciones.

Además se empleó material bibliográfico, fotográfico, etc.

4. 2. METODOLOGÍA

La metodología que se ha seguido para la realización del presente estudio de investigación incluye las siguientes fases:

1. Recepción del paciente.
2. Realización de las exploraciones radiológicas.
3. Selección de casos: criterios de inclusión y exclusión.
4. Delimitación de la zona de estudio.
5. Obtención de los datos: parámetros de estudio.
6. Tratamiento estadístico y análisis de resultados.

1. Recepción del paciente.

Se llevó a cabo la recogida de los datos de filiación y se registraron una serie de datos clínicos cumplimentando la ficha diseñada para el estudio (Anexo 1, página 168). El conjunto de todos estos datos se refleja en la tabla 1.

2. Realización de las exploraciones radiológicas.

Se realizaron dos estudios radiográficos a cada paciente consistentes en una radiografía panorámica y una tomografía computarizada del maxilar inferior.

2.1. Radiografía Panorámica:

Se realizó esta técnica con el aparato Ortofox® (Siemens) cumpliendo estrictamente las normas establecidas para la realización de la misma. Se colocó la cabeza del paciente de manera estándar, de tal forma que el plano de Frankfort quede exactamente paralelo al suelo (Fig. 18).

Tabla 1. DATOS DE FILIACIÓN Y CLÍNICOS

FILIACIÓN	Nombre, apellidos, sexo, fecha y número de ficha.
EDAD	<p>Edad del paciente clasificada en los siguientes intervalos:</p> <ul style="list-style-type: none"> • Menor de 50 años. • Entre 50 y 59 años. • Entre 60 y 69 años. • Mayor de 70 años.
RELACIÓN INTERMAXILAR	<p>Relación ósea intermaxilar anterior:</p> <ul style="list-style-type: none"> • Clase I. • Clase II. • Clase III.
PRÓTESIS INFERIOR	<p>Tipo de prótesis en el sector anterior mandibular:</p> <ul style="list-style-type: none"> • Ninguna (N). • Prótesis fija (F). • Prótesis parcial removible (P). • Prótesis completa (C).
ANTAGONISTA ANT. SUP.	<p>Tipo de antagonista en el sector anterior del maxilar superior:</p> <ul style="list-style-type: none"> • Ninguno (N). • Dientes naturales (D). • Prótesis fija (F). • Prótesis parcial removible (P). • Prótesis completa (C).
ESTADO PERIODONTAL	<p>Estado periodontal general en los dientes remanentes superiores e inferiores:</p> <ul style="list-style-type: none"> • Bueno (B). • Leve (L). • Moderado (M). • Avanzado (A).
ODONTOGRAMA	Ausencia de dientes marcados con una cruz en el sector intermentoniano.

Los datos físicos de la exploración oscilaron entre 60 y 80 kV y entre 10 y 16 mA. El tiempo de exposición estuvo comprendido entre 15 y 21 segundos.

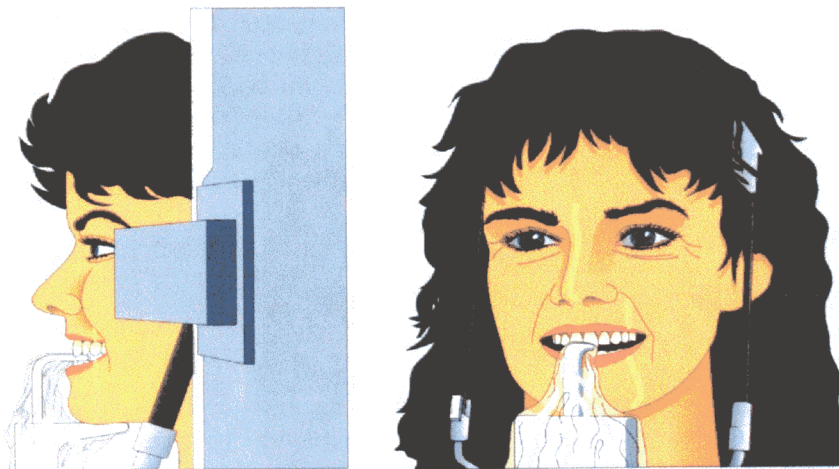


Figura 18. Posición de la cabeza del paciente durante la realización de la exploración panorámica.

2.2. Tomografía Computarizada:

Se colocó al paciente tumbado sobre la camilla del tomógrafo, se sujetó la cabeza en el cefalostato con el fin de reducir el movimiento y se fijó la mandíbula cuidadosamente (Fig. 19). Se instruyó a cada paciente para que no se moviera en absoluto, ni hablase o deglutiese mientras se recopilaba la información.

La posición es importante para que las imágenes finales sean óptimas. Se posiciona la mandíbula de tal manera que el **plano oclusal** sea **perpendicular al suelo**. En el caso de los pacientes desdentados totales, en los que el plano oclusal no se pudo determinar, se empleó como referencia un plano axial al cuerpo mandibular.

A fin de verificar que la posición del paciente es adecuada, el equipo NewTom obtiene **dos proyecciones de exploración**, una **frontal** y otra **lateral** (Fig. 20).

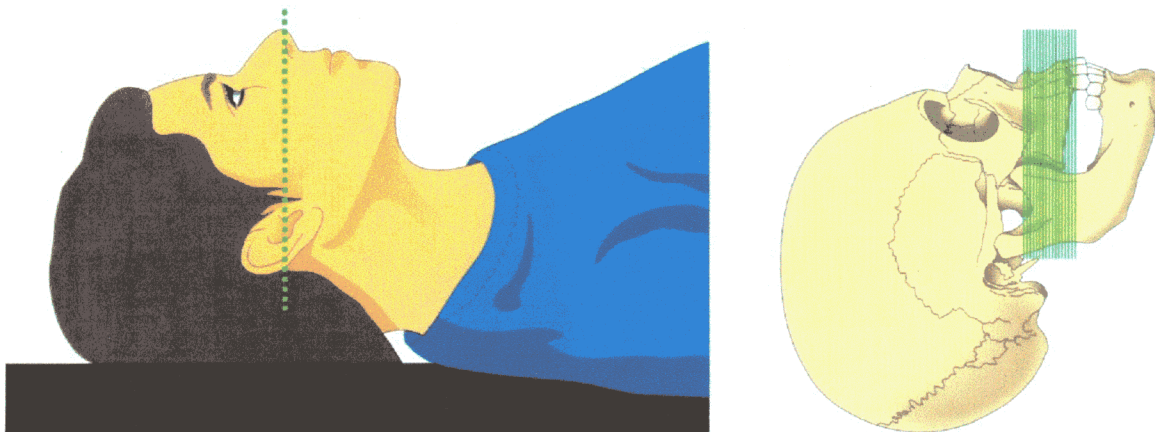


Figura 19. Posición del paciente durante la realización de la TC.

Se observan estas imágenes y si es necesario se corrige la posición mandibular. En el análisis radiográfico lateral se señalan las extensiones superior e inferior de barrido. Estos límites se marcan con el cursor del ordenador del equipo y se programan para que el NewTom empiece a explorar la mandíbula desde la cortical basal mandibular y se detenga en un plano que pase por las cúspides de los dientes naturales, por los testigos de la férula radiológica o, en caso de edentulismo total sin férula, por encima de la cresta alveolar.

Sobre esta proyección lateral de exploración se señala también la localización anatómica del **corte axial primero o de referencia** que se quiera obtener. Para la realización del presente estudio se eligió un corte axial **paralelo al plano oclusal** que pase por uno o ambos orificios mentonianos o que pase por los testigos radiopacos de la férula radiológica.



Figura 20. Proyección lateral de exploración de la TC.

El número total de cortes axiales posibles cada milímetro dentro de la franja de barrido seleccionada (dependiendo del tamaño de la mandíbula del paciente) y el número que ocupa el corte axial principal elegido dentro de la totalidad de exploraciones axiales aparecen en el margen superior izquierdo de la imagen axial de referencia que fotografía el equipo en papel radiográfico (Fig. 21).

Sobre el corte axial elegido como referencia se traza una **línea central a lo largo de la curvatura mandibular** marcando una serie de puntos secuenciales desde un margen del cuerpo de la mandíbula al otro. Después el ordenador genera una curva con base en estos puntos (Fig. 21). Esta curva es particular para cada paciente.

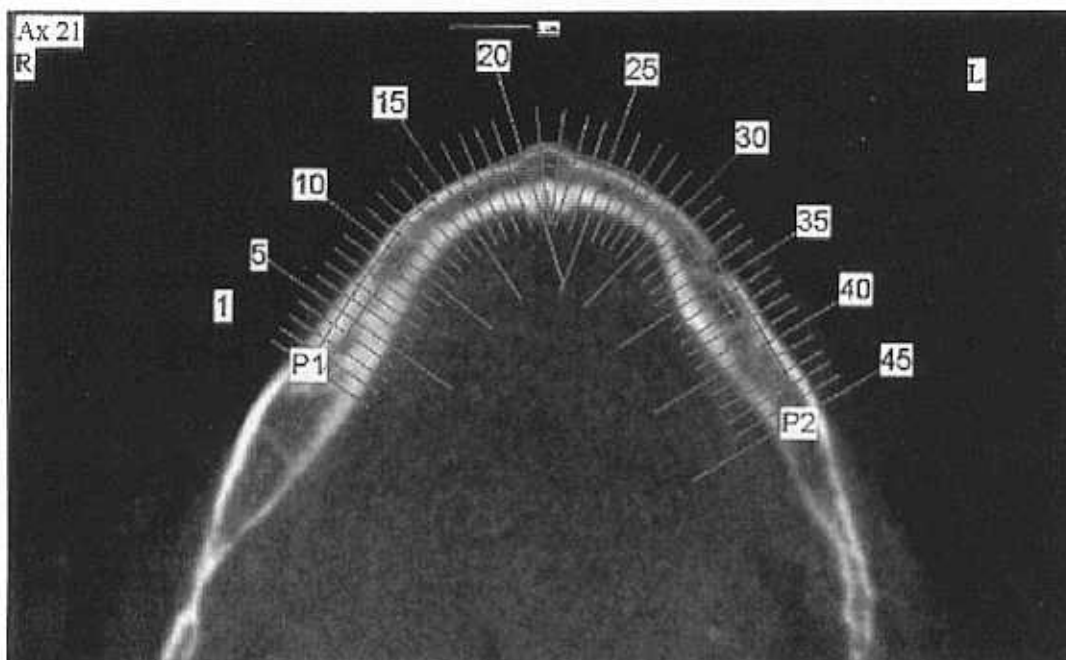


Figura 21. Imagen del corte axial principal paralelo al plano oclusal y que pasa por un orificio mentoniano.

En la proyección axial se señalan también las localizaciones de las **reconstrucciones transversales**. Se determina la distancia entre las mismas en 2 mm (modificable entre 2 y 30 mm) y el ordenador crea una serie de líneas oblicuas a lo largo de la línea curva mandibular anteriormente trazada. En estos puntos el ordenador reconstruye imágenes perpendiculares a la línea que representa la localización del corte axial en la proyección lateral de referencia. Estas imágenes transversales se enumeran secuencialmente (Fig. 22).

Al completar esta operación, el programa reconstruye también una **imagen panorámica** a partir de la curva mandibular original. Esta imagen corresponde a la observación de la mandíbula un milímetro a cada lado de la línea curva. La escala de marcas que aparece en la parte inferior de esta imagen la interrelaciona con las imágenes transversales (Fig. 23).

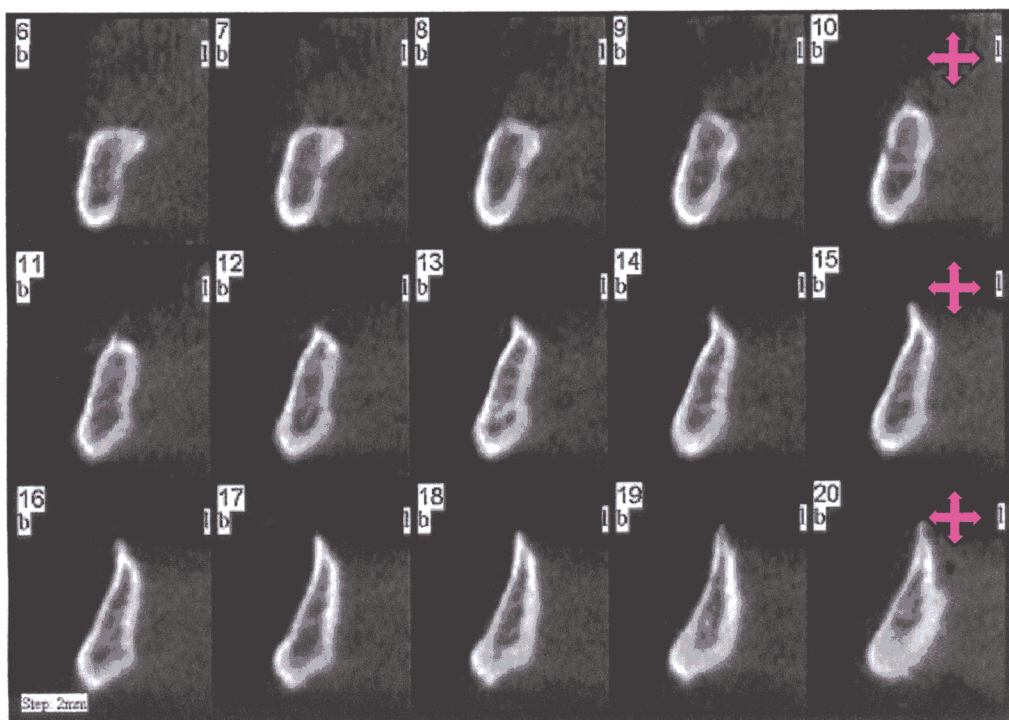


Figura 22. Serie de imágenes transversales generadas a partir de la proyección axial de exploración.

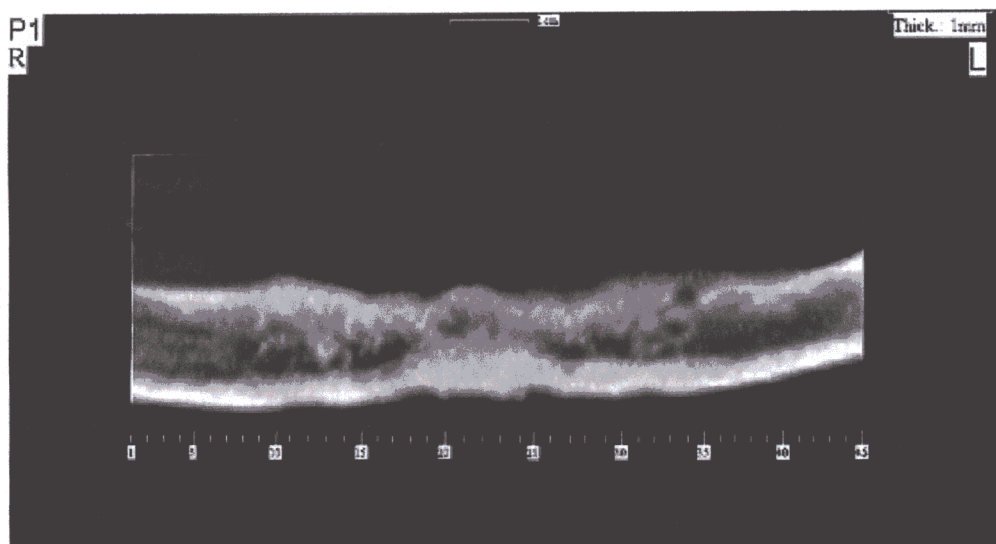


Figura 23. Imagen panorámica creada a partir de la línea curva original.

Además, el programa de software del equipo NewTom ofrece la posibilidad de obtener **imágenes volumétricas tridimensionales** con efecto relieve, desde cualquier orientación en el espacio, que acerca la imagen radiológica a la realidad anatómica (Fig. 24).

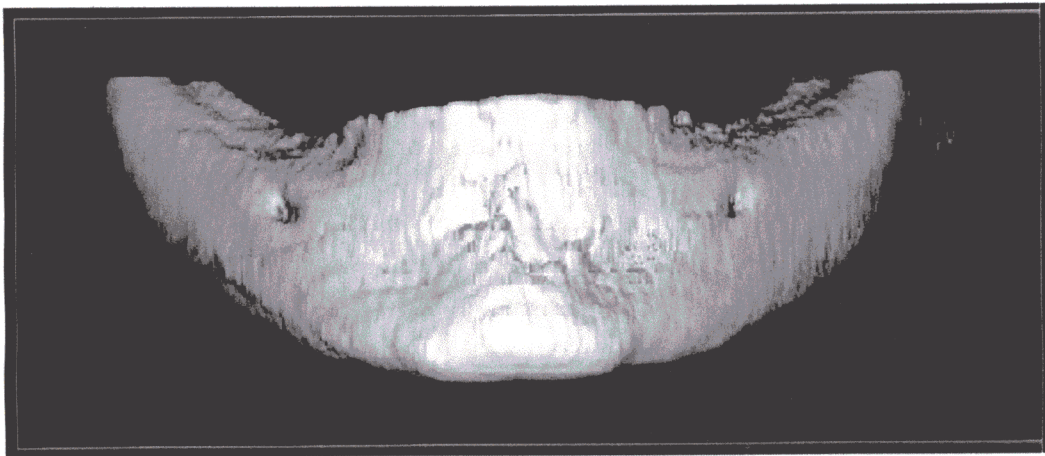


Figura 24. Imagen tridimensional de la mandíbula vista desde un plano frontal.

Los datos físicos no son variables excepto el miliamperaje, que lo calcula el programa del equipo en función de lo grueso que sea el paciente a partir de un primer disparo exploratorio.

El **tiempo de barrido** empleado durante la exploración es de 70 segundos. Éste es el tiempo que tarda el equipo en realizar 360 disparos mientras gira 360 grados alrededor del volumen a estudiar, es decir, un disparo por cada grado avanzado. Sin embargo, el **tiempo efectivo de radiación** es de 18 segundos en total, por lo tanto, el **tiempo de exposición** por disparo es de 0.05 segundos

3. Selección de casos: criterios de inclusión y exclusión.

Una vez recopilados todos los estudios realizados, se procedió a seleccionar aquellos casos que cumplían los criterios de inclusión y que no presentaban ninguno de los criterios de exclusión que figuran en la tabla 2.

Tabla 2. CRITERIOS DE INCLUSIÓN Y EXCLUSIÓN	
CRITERIOS DE INCLUSIÓN	<ul style="list-style-type: none"> · Presentar desdentación total o parcial en el sector anterior mandibular y querer ser tratado con implantes osteointegrados. · Presentar radiografía panorámica realizada con el equipo Ortofox y TC con el equipo NewTom del sector intermentoniano. · Presentar consentimiento del paciente.
CRITERIOS DE EXCLUSIÓN	<ul style="list-style-type: none"> · No cumplir alguno de los criterios anteriormente citados. · Si las exploraciones no tienen las características suficientes de calidad para realizar mediciones correctas.

Si el paciente se mueve durante la exploración de TC, la posición relativa de las estructuras no es precisa porque el equipo es incapaz de detectar o reconocer una nueva posición una vez que comienza la secuencia de rastreo.

4. Delimitación de la zona de estudio.

La radiografía panorámica de cada paciente se colocó sobre el negatoscopio y con la plantilla de acetato diseñada por el Dr. R. Ortega Aranegui se señalaron

las áreas donde posteriormente se realizaron las mediciones. En primer lugar se marca la línea media y posteriormente, una línea paralela a cada lado de ella a un centímetro de distancia.

La regla que aparece en la parte inferior de la plantilla corrige la magnificación horizontal en las panorámicas realizadas con el equipo Ortofox. Cada marca de la regla equivale a un milímetro siempre que el “6”, impreso en la regleta, coincida con la línea media (Fig. 25).

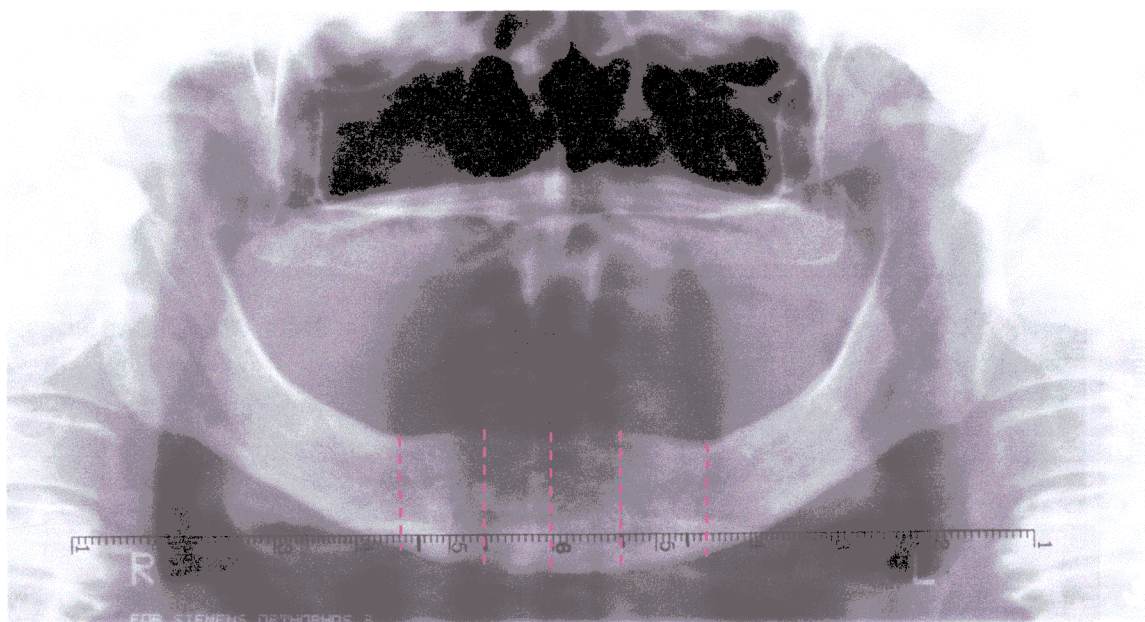


Figura 25. Determinación de las áreas de estudio en la radiografía panorámica con la regla de corrección de la distorsión horizontal que aparece en la plantilla.

A continuación se localizaron los agujeros mentonianos siempre que fue posible, y se trazó una línea paralela a la línea media que pasara por el centro de

los mismos. De esta forma quedan determinadas sobre la radiografía panorámica las cinco áreas de estudio (Fig. 25).

Después se posicionó sobre el negatoscopio la tomografía computarizada, delimitando sobre el corte axial principal de referencia la línea media. A partir de éste, se marcaron los cortes transversales localizados a un centímetro a cada lado de la misma y aquellos cortes en donde se ve la emergencia del nervio mentoniano. Así quedan seleccionadas las cinco imágenes transversales en las que se realizan las mediciones (aparecen marcadas con una cruz en los cortes transversales de la figura 22).

Como las imágenes transversales están numeradas, las áreas de estudio se pueden trasladar a la imagen panorámica y axial de la TC, en donde también se recogieron algunos de los datos.

Se emplearon rotuladores permanentes de punta muy fina (trazo de 0.4 mm) para señalar la localización de las estructuras, áreas y puntos a estudiar.

5. Obtención de los datos: parámetros de estudio.

Se estudiaron y midieron las áreas seleccionadas para obtener los resultados. Para ello se rellenó una ficha de cada paciente (Apéndice 1, página 168) en la que figuran todos los parámetros del estudio y las cinco áreas de valoración tanto en la radiografía panorámica, como en la TC. Para un análisis más sencillo de los resultados obtenidos, el conjunto de los parámetros de estudio de la muestra los clasificamos en tres categorías:

- PARÁMETROS CATEGÓRICOS (Tabla 3).
- PARÁMETROS RELATIVOS AL AGUJERO MENTONIANO (Tabla 4).
- PARÁMETROS CUANTITATIVOS IMPLANTOLÓGICOS (Tabla 5).

Todas las medidas cuantitativas se obtuvieron directamente de las placas. Se empleó para la recogida de los valores un calibre digital que refleja hasta centésimas de milímetro (Fig. 16, del apartado de material).

En el caso de las radiografías panorámicas, las medidas verticales se reconvirtieron a sus valores reales dividiendo éstos por 1.25, ó lo que es lo mismo, multiplicándolos por 0.8. Sin embargo, las mediciones realizadas en sentido horizontal se obtuvieron con la regla milimetrada especial que aparece en la plantilla de acetato, de ahí que estos valores no tengan centésimas de milímetro, sino que sean valores enteros de $X \pm 0.5$ mm.

Las imágenes del NewTom, al ser de tamaño real, se calibraron haciendo las mediciones directamente con el calibre sobre la película.

A. PARÁMETROS CATEGÓRICOS.

Los parámetros cualitativos valorados fueron la **calidad** y la disponibilidad o **cantidad óseas**. En todas las áreas de estudio se determinó la calidad del hueso según la clasificación de *Lekholm y Zarb* (6) (Fig. 4) y la cantidad de dos formas, según la clasificación de *Atwood* (55) (Fig. 3) y la clasificación de *Lekholm y Zarb* (6) (Fig. 2). Estas clasificaciones se desarrollan en la tabla 3.

Tabla 3. PARÁMETROS CUALITATIVOS

CALIDAD ÓSEA	<p>Tipo de hueso según la clasificación de <i>Lekholm y Zarb</i> (6):</p> <ul style="list-style-type: none"> • Tipo 1: casi todo el corte está compuesto de hueso compacto homogéneo. • Tipo 2: una capa espesa de hueso compacto rodea un núcleo de hueso trabecular denso. • Tipo 3: una fina capa cortical rodea un núcleo trabecular denso de densidad favorable. • Tipo 4: una fina capa de hueso cortical rodea un núcleo trabecular de baja densidad.
CANTIDAD ÓSEA	<p>Tipo de reborde residual según la clasificación de <i>Atwood</i> (55):</p> <ul style="list-style-type: none"> • Tipo I: pre-extracción. • Tipo II: post-extracción. • Tipo III: alto y bien redondeado. • Tipo IV: estrecho en “filo de cuchillo”. • Tipo V: bajo, bien redondeado con hueso cortical en la superficie de la cresta. • Tipo VI: bajo, bien redondeado sin hueso cortical en la superficie de la cresta. • Tipo VII: deprimido y sin hueso cortical en la cresta. <p>Tipo de reborde según la clasificación de <i>Lekholm y Zarb</i> (6):</p> <ul style="list-style-type: none"> • Tipo A: está presente la mayor parte de la cresta. • Tipo B: hay reabsorción moderada de la cresta. • Tipo C: hay reabsorción avanzada de la cresta y solamente queda el hueso basal. • Tipo D: ha comenzado la reabsorción del hueso basal. • Tipo E: existe reabsorción extrema del hueso basal.

B. PARÁMETROS RELATIVOS AL AGUJERO MENTONIANO.

En primer lugar se determina si es posible localizar la **emergencia del orificio mentoniano** en la radiografía panorámica, en la imagen axial de

referencia y en los cortes transversales de la TC. Además se clasifica su apariencia radiológica en la panorámica según la clasificación de Yosue y col. (57) (Figs. 26 y Tabla 4).

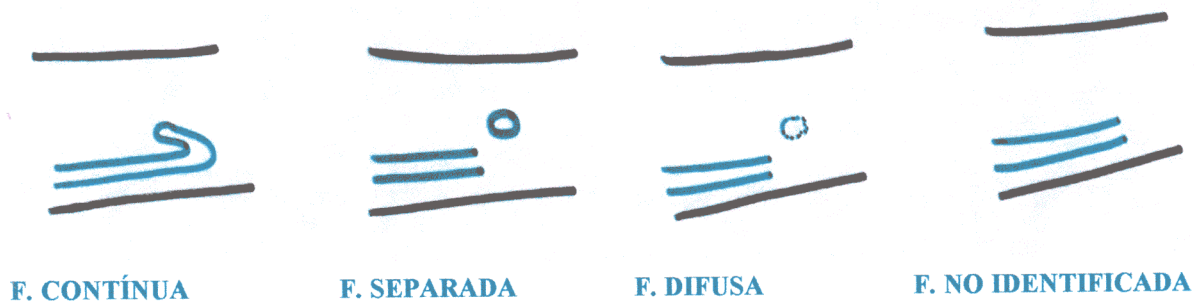


Figura 26. Clasificación de la apariencia radiológica del agujero mentoniano.

En la ortopantomografía (con la regleta de corrección de la magnificación) y en la imagen panorámica de la TC se intenta visualizar el **nervio incisivo** como prolongación o ramificación del nervio dentario inferior, y en caso de identificarse, se mide la longitud que se observa en una línea horizontal.

A continuación se mide la **distancia** más corta entre el punto más mesial del **agujero mentoniano** y la **línea media** en la radiografía panorámica y en la imagen axial de referencia de la TC. En caso de que en esta imagen no se observe la emergencia del nervio mentoniano, ésta se localiza en uno de los cortes transversales y a partir de él se cuentan los que hay hasta el corte que corresponde a la línea media, teniendo en cuenta que cada corte tiene 2 mm de espesor y que no hay espacio entre los cortes.

Tabla 4. PARÁMETROS RELATIVOS AL ORIFICIO MENTONIANO	
VISUALIZACIÓN DEL A. MENTONIANO	<p>Apariencia radiológica del orificio mentoniano según la clasificación de <i>Yosue y col.</i> (57):</p> <ul style="list-style-type: none"> • Forma <i>continua</i>: muestra continuidad entre el canal mandibular y el agujero mentoniano. • Forma <i>separada</i>: se observa separado del conducto dentario inferior. • Forma <i>difusa</i>: presenta bordes indeferenciados. • Forma <i>no identificada</i>: no se identifica en condiciones de exposición normales.
VISUALIZACIÓN DE N. INCISIVO. LONGITUD	Sí o no se identifica el n. incisivo y la longitud que se observa.
DISTANCIA DE A. MENTONIANO A LÍNEA MEDIA	Distancia más corta entre el punto más mesial del orificio mentoniano y la línea media mandibular.
DISTANCIA ENTRE MENTONIANOS	Distancia mínima entre los puntos más mesiales de ambos orificios mentonianos.
DIÁMETRO MESIO-DISTAL DEL A. MENTONIANO (DMD)	Distancia más corta entre el borde mesial y el distal del orificio mentoniano pasando por su centro.
DIÁMETRO CRANEO-BASAL DEL A. MENTONIANO (DCB)	Distancia más corta entre el borde superior y el inferior del agujero mentoniano pasando por su centro.
ALTURA ÓSEA PARCIAL (AP)	Distancia entre el borde superior del agujero mentoniano y el punto más coronal de la cortical superior (C) medida sobre el plano vertical.
ALTURA ÓSEA BASAL (AB)	Distancia entre el borde inferior del agujero mentoniano y el punto más caudal de la cortical inferior (B) medida sobre el plano vertical.
INDICE AP / AB	Cociente entre AP y AB.

Sumando la distancia desde el orificio mentoniano a la línea media de cada lado y en cada técnica radiográfica se obtiene la **distancia** mínima entre los puntos más mesiales de **ambos orificios mentonianos**.

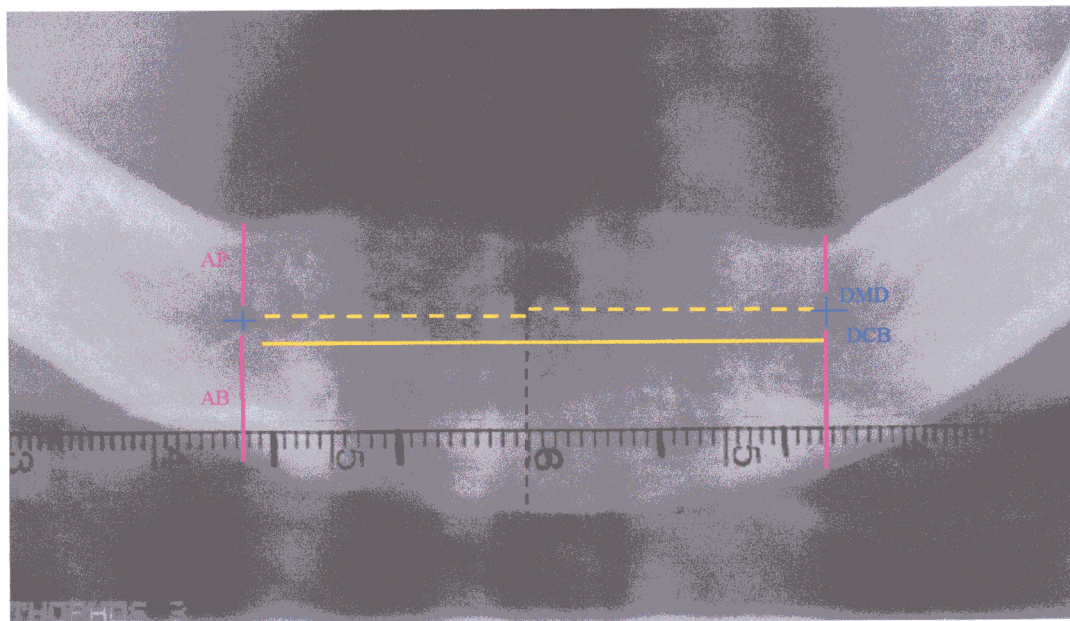
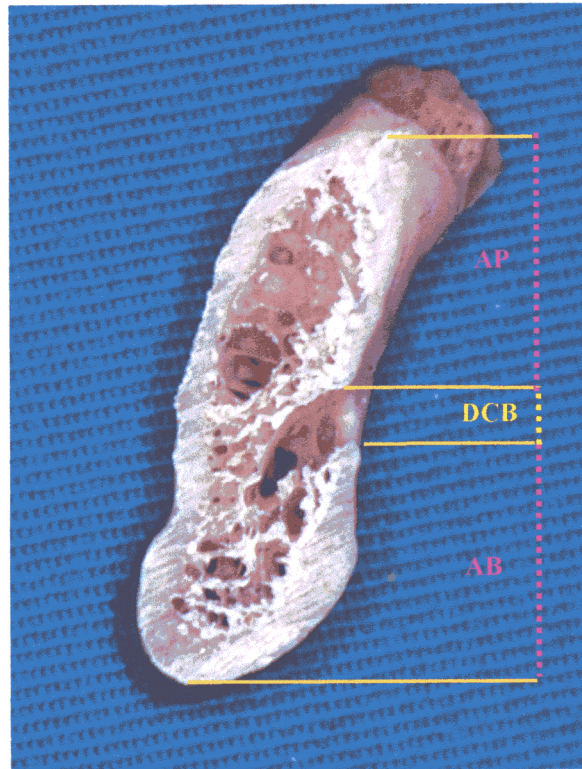


Figura 27. Esquema de los parámetros relativos al orificio mentoniano medidos en la radiografía panorámica.

También se mide la distancia más corta entre el borde mesial y el distal del agujero mentoniano pasando por su centro (**diámetro mesio-distal, DMD**) en la radiografía panorámica y en la imagen axial de referencia y la distancia más corta entre el borde superior y el inferior del orificio mentoniano pasando por su centro (**diámetro craneo-basal, DCB**) en la panorámica y en la imagen transversal donde se observa la emergencia del mismo (Fig. 27 y 28).

La posición vertical del agujero mentoniano se determina midiendo la distancia desde la cresta alveolar al borde superior del orificio (**altura ósea parcial, AP**) y la distancia desde el borde inferior de éste al borde inferior de la mandíbula (**altura ósea basal, AB**) a lo largo de un eje paralelo al plano medio sagital tanto en la radiografía panorámica, como en las imágenes transversales de la TC. El **cociente entre AP y AB** nos da la posición relativa del foramen (Fig. 27 y 28).

Figura 28. Esquema de los parámetros relativos al orificio mentoniano medidos en las imágenes transversales de la TC.



C. PARÁMETROS CUANTITATIVOS IMPLANTOLÓGICOS.

Se han clasificado como parámetros implantológicos aquellos relativos a la disponibilidad ósea para la posible inserción de implantes (Tabla 5 y Fig. 29). En primer lugar se mide la **altura ósea total (AT)**, que corresponde a la distancia entre el punto más alto de la cresta (C) y el más caudal de la basal mandibular (B) medida sobre el plano vertical y en ambas exploraciones, y la **altura ósea máxima (AM)**, que es la distancia entre dichos puntos medida sobre una línea paralela al eje axial del reborde y sólo sobre los cortes transversales de la TC.

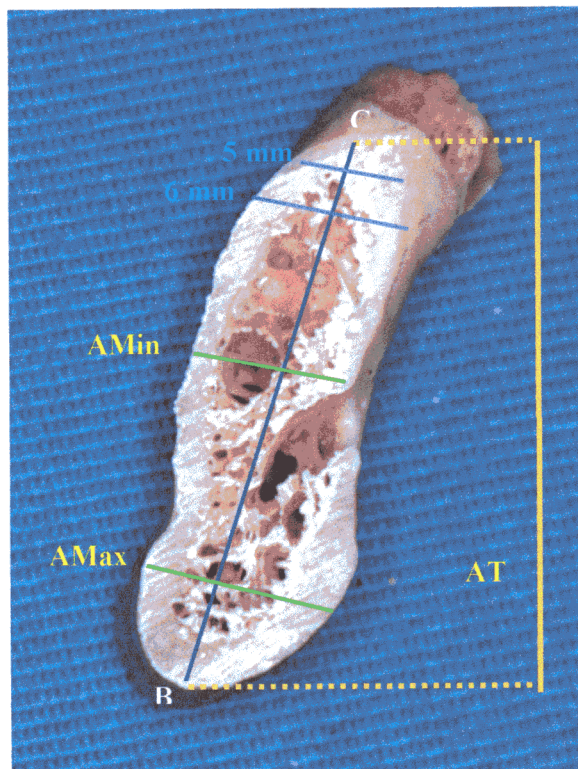
A continuación se mide la **osteotomía reductora** necesaria para que el diámetro bucolingual del reborde sea de **5 y 6 mm**, es decir, las distancias desde

el punto C a la línea perpendicular al eje axial del proceso alveolar que mida 5 y 6 mm respectivamente.

Tabla 5. PARÁMETROS IMPLANTOLÓGICOS	
ALTURA ÓSEA TOTAL (AT)	Distancia entre el punto más coronal de la cresta (C) y el más caudal de la basal mandibular (B) medida sobre el plano vertical.
ALTURA ÓSEA MÁXIMA (AM)	Distancia máxima entre el punto más coronal de la cortical superior (C) y el más caudal de la cortical basal (B) mandibular medida sobre el eje axial del reborde.
OSTEOTOMÍA REDUCTORA HASTA 5 mm	Distancia desde el punto más coronal de la cresta (C) a la línea perpendicular al eje axial del reborde que mida 5 mm.
OSTEOTOMÍA REDUCTORA HASTA 6 mm	Distancia desde el punto más coronal de la cresta (C) a la línea perpendicular al eje axial del reborde que mida 6 mm.
ALTURA IMPLANTOLÓGICA I	Diferencia entre la AM y la osteotomía reductora hasta 5 mm, esto es, la altura ósea resultante tras regularizar el reborde hasta 5 mm de espesor.
ALTURA IMPLANTOLÓGICA II	Diferencia entre la AM y la osteotomía reductora hasta 6 mm, esto es, la altura ósea resultante tras regularizar el reborde hasta 6 mm de espesor.
ANCHURA MÁXIMA (AMax)	Anchora ósea máxima del reborde medida sobre una línea perpendicular al eje axial del reborde.
ANCHURA MÍNIMA (AMin)	Anchora ósea mínima del reborde medida sobre una línea perpendicular a la línea CB, en caso de que sea menor de 6 mm.

Después se mide la diferencia entre la altura máxima y la osteotomía reductora a 5 y 6 mm, esto es, la altura ósea resultante tras regularizar el reborde hasta 5 y 6 mm de espesor (**altura implantológica I y II**).

Figura 29. Esquema de los parámetros implantológicos medidos sobre las imágenes transversales de la TC.



Por último se miden los parámetros relativos a la anchura alveolar. Se mide la **anchura máxima (AMax.)** encontrada en cada corte sobre una línea perpendicular al eje axial. También se mide la **anchura mínima (Amin.)** si ésta es menor de 6 mm, para determinar si, una vez regularizado el reborde hasta 6 mm de diámetro, existe alguna concavidad tanto bucal como lingual.

6. Tratamiento estadístico y análisis de resultados.

Para el análisis estadístico de los datos registrados de los diferentes parámetros se han definido las siguientes líneas de estudio:

- A. **Análisis descriptivo de la muestra:** media, desviación estándar, máximo, mínimo, coeficiente de variación, frecuencias, etc.

- B. **Comparación entre las distintas áreas de estudio** de un mismo parámetro con ambas técnicas.
- C. **Comparación entre las dos exploraciones** de un mismo parámetro y en un mismo área.
- D. **Estudio de variables** entre pares de parámetros:
 - Parámetros clínicos y cantidad y altura óseas.
 - Edad y calidad ósea.
 - Edad y cantidad ósea.
 - Sexo y calidad óseas
 - Cantidad ósea y osteotomía reductora hasta 5 mm de espesor.
 - Cantidad ósea y osteotomía reductora hasta 6 mm de espesor.

El análisis estadístico de los datos se realizó en el Centro de Proceso de Datos de la U.C.M. utilizando el programa SAS (SAS System for DEC OSF1 Versión 6.12).

Los **métodos estadísticos** utilizados fueron los siguientes (192):

- Test de estadística básica y descriptiva (procedimientos MEANS, UNIVARIATE y FREQ) para la descripción de las muestras.
- Contraste de hipótesis para la media y test de rangos y de signos (procedimiento UNIVARIATE) para la comparación de dos variables cuantitativas.
- Test de la chi cuadrado (χ^2) (procedimiento FREQ) para comparar las distribuciones de las distintas variables cualitativas, donde se empleó el test de la chi cuadrado de *Pearson* y el test exacto de *Fisher*. Se contrastó la relación o

dependencia entre variables. Se rechaza independencia o se acepta **relación** entre las mismas cuando la probabilidad valor (p.v.) es menor de 0.05.

- Medidas y contrastes de concordancia (procedimiento FREQ) para medir la **concordancia** o el índice de semejanza entre dos variables cualitativas: test estadístico de *Kappa de Cohen* y *Kappa* generalizado.
- Análisis de la varianza, ANOVA, para la comparación múltiple de medias. Cuando el valor global de la F de *Snedecor* es significativo nos indica que las medias en los grupos no son iguales. Se empleó el test de *Duncan* que realiza comparaciones múltiples de medias, ordenándolas de menor a mayor y compara las diferencias entre pares, conectando los grupos que no difieren significativamente. De esta manera halla subconjuntos de medias no significativamente diferentes, por lo que si dos medias se agrupan en un mismo subconjunto no son diferentes significativamente y sí lo serán si pertenecen a distinto subconjunto.

El nivel de confianza con el que se ha trabajado en el estudio ha sido del 95 % (p. valor < 0.05).

APELLIDOS: NOMBRE:	LADO DERECHO		1 cm DCHO de línea 1/2	
	PANORAMICA	NEWTOM	PANORAMICA	NEWTOM
1. CALIDAD ÓSEA				
2. CANTIDAD ÓSEA	---		---	
3. VISUALIZACIÓN DEL A. MENTONIANO			---	---
4. VISUALIZACIÓN DE N. INCISIVO. LONGITUD			---	---
5. DISTANCIA ENTRE MENTONIANOS	---	---	---	---
6. DISTANCIA DE A. MENTONIANO A LÍNEA 1/2			---	---
7. DIÁMETRO M-D DEL A. MENTONIANO (DMD)		---	---	---
8. DIÁMETRO C-B DEL A. MENTONIANO (DCB)			---	---
9. ALTURA ÓSEA TOTAL (AT)				
10. ALTURA ÓSEA PARCIAL (AP)			---	---
11. ALTURA ÓSEA BASAL (AB)			---	---
12. INDICE AP - M _B B (AP/AB)			---	---
13. ALTURA ÓSEA MÁXIMA (AM)				
14. OSTEOTOMÍA REDUCTORA HASTA 5 mm				
15. OSTEOTOMÍA REDUCTORA HASTA 6 mm				
16. ALTURA IMPLANTOLÓGICA I (AI. I)				
17. ALTURA IMPLANTOLÓGICA II (AI. II)				
18. ANCHURA MÁXIMA (AMax)				
19. ANCHURA MÍNIMA (AMin)				

ABRIR CAPÍTULO 5





ABRIR CAPÍTULO 4

5. RESULTADOS

Los resultados obtenidos en este estudio se clasificaron en los siguientes apartados con el fin de hacer más clara la interpretación de los mimos:

1. Características cuantitativas y clínicas de la muestra.
2. Parámetros categóricos.
3. Parámetros relativos al agujero mentoniano.
4. Parámetros cuantitativos implantológicos.
5. Variables entre pares de parámetros de diferentes grupos.

1. CARACTERÍSTICAS CUANTITATIVAS Y CLÍNICAS.

El **número total de pacientes** estudiados en este trabajo ha sido de 50, siendo de ellos 36 mujeres y 14 varones. Por lo que se puede decir que un 72% de la muestra fueron mujeres y un 28% fueron varones (Tabla 1).

SEXO	Frecuencia	Porcentaje
<i>Varones</i>	14	28
<i>Mujeres</i>	36	72
Total	50	100

Tabla 1. Distribución por **sexo** de la muestra.

En cuanto a la **edad** de los pacientes ésta se ha agrupado en cuatro intervalos: menores de 50, entre 50 y 59, entre 60 y 69 y mayores de 70. La frecuencia y el porcentaje de distribución de la edad en la muestra se reflejan en la tabla 2.

EDAD	Frecuencia	Porcentaje
< 50	5	10
50 - 59	23	46
60 - 69	15	30
> 70	7	14
Total	50	100
Tabla 2. Distribución por edad de la muestra.		

La distribución, frecuencia y porcentaje, de las **características clínicas** recogidas de la muestra se reflejan en la tabla 3.

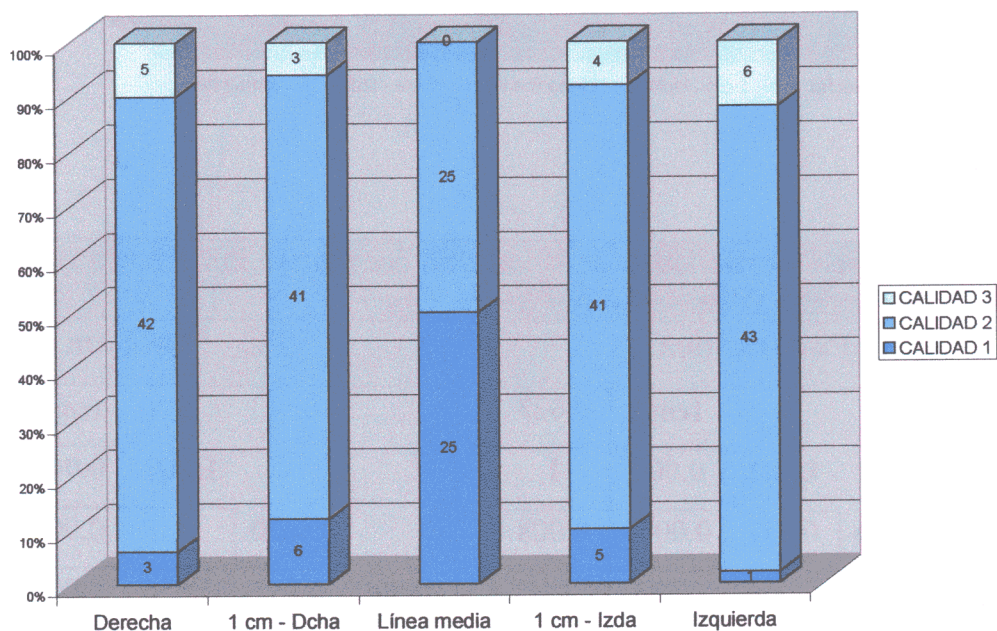
Tabla 3. Distribución de las características clínicas de la muestra.		Frecuencia	Porcentaje
RELACIÓN INTERMAXILAR	• Clase I.	33	66
	• Clase II.	8	16
	• Clase III.	9	18
PRÓTESIS INFERIOR	• Ninguna (N).	0	0
	• Dientes naturales (D)	6	12
	• Prótesis fija (F).	1	2
	• Prótesis parcial removible (P).	13	26
	• Prótesis completa (C).	30	60
ANTAGONISTA ANT. SUP.	• Ninguno (N).	0	0
	• Dientes naturales (D).	13	26
	• Prótesis fija (F).	3	6
	• Prótesis parcial removible (P).	9	18
	• Prótesis completa (C).	25	50
ESTADO PERIODONTAL	• Bueno (B).	7	26.9
	• Leve (L).	5	19.2
	• Moderado (M).	12	46.2
	• Avanzado (A).	7	26.9
ODONTOGRAMA	• Desdentación total inferior.	30	60
	• Desdentación parcial inferior.	20	40

2. PARÁMETROS CATEGÓRICOS.

Como parámetros categóricos se determinaron en ambas exploraciones la **calidad** y la **cantidad óseas**. No se encontró ningún área ni corte del sector intermentoniano con calidad tipo 4. Tanto en la radiografía panorámica, como en la TC, es el hueso tipo 2 el que con más frecuencia se observa en esta zona.

En la línea media y mediante la Rx panorámica sólo se halló hueso tipo 1 y 2 y en las áreas laterales hueso tipo 1, 2 y 3, mientras que en los cortes de TC se observó hueso tipo 3 sólo en las regiones de emergencia del agujero mentoniano y sólo hueso tipo 1 y 2 en la línea media y a 1 cm a cada lado de la misma. La distribución de los tipos de calidad ósea en las cinco áreas de estudio en ambas exploraciones viene reflejada en los gráficos 1 y 2.

Gráfico 1. DISTRIBUCIÓN DE LA CALIDAD ÓSEA EN LA RX PANORÁMICA



Además en las imágenes transversales del NewTom se detectó mayor densidad ósea que en la radiografía panorámica, en especial en la línea media. En esta área, mediante la Rx panorámica se recogieron 25 pacientes (50%) con hueso tipo 1 y 25 pacientes con hueso tipo 2 (50%), mientras que según la TC 41 pacientes presentaban hueso tipo 1 (82%) y 9 pacientes hueso tipo 2 (18%).

Gráfico 2. DISTRIBUCIÓN DE LA CALIDAD ÓSEA EN EL NEWTOM.

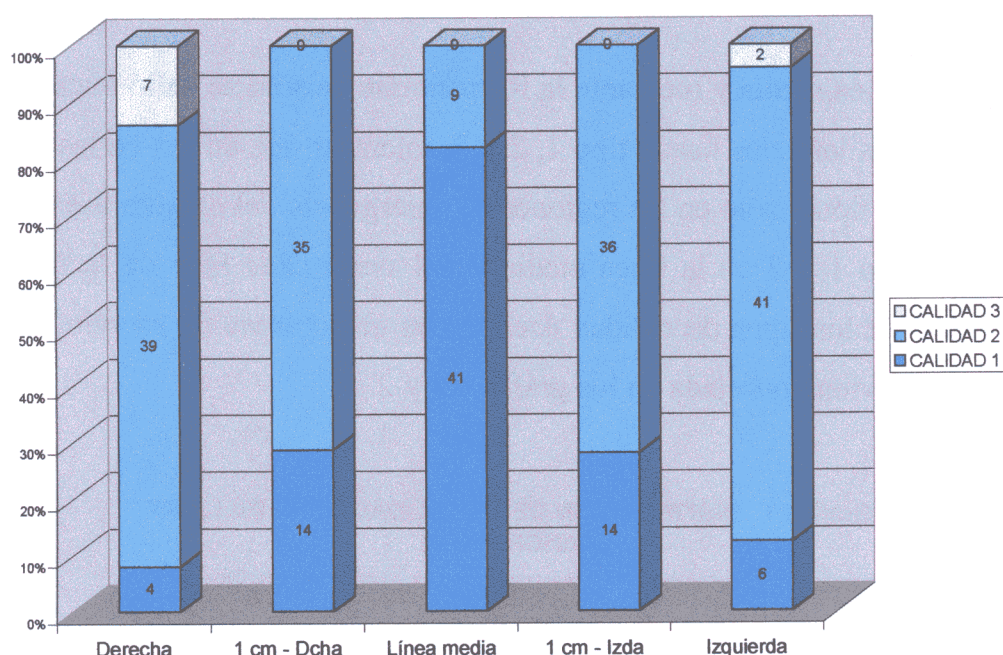


Tabla 4. Relación estadística de la calidad ósea entre las diferentes regiones con ambas técnicas (Test exacto de Fisher).

Rx Panorámica					TC - NewTom				
Dcha			1cm-I	0.027	Dcha			1cm-I	0.0002
	L. 1/2		0.006	1		L. 1/2		0.047	0.255
	1cm-D	0.232	0.0004	0.008		1cm-D	1	0.004	0.028
	0.048	1	0.084	$4.4 \cdot 10^{-7}$		0.133	0.656	0.005	0.0001
	1cm-D	L. 1/2	1cm-I	Izda		1cm-D	L. 1/2	1cm-I	Izda

Al analizar estadísticamente la relación que existía entre la **calidad ósea de las distintas áreas** con ambas exploraciones (Tabla 4), llegamos a las siguientes conclusiones:

- Existe relación estadísticamente significativa entre la calidad en la derecha y a 1 cm a la derecha de la línea media y entre la calidad de la izquierda y a 1 cm a la izquierda de la línea media valorada tanto en la radiografía panorámica, como en la TC.
- La relación estadística es más significativa cuando se compara la calidad ósea de una determinada área con su contralateral en las dos radiografías.
- Además existe mucha concordancia (índice de concordancia del test Gamma y de Kappa > 0.75) entre los registros de calidad ósea de la derecha y de la izquierda (IC = 1.017) y de las áreas intermedias (IC = 0.81) recogidos en la panorámica. Algo menos de concordancia se encontró en los datos de calidad ósea registrados a través del NewTom (IC = 0.67 e IC = 0.71 respectivamente).
- Sin embargo, no hay relación estadísticamente significativa entre la calidad registrada en la línea media y las demás regiones excepto con la del área a 1 cm a la izquierda de la línea media, tanto en la panorámica, como en el NewTom.

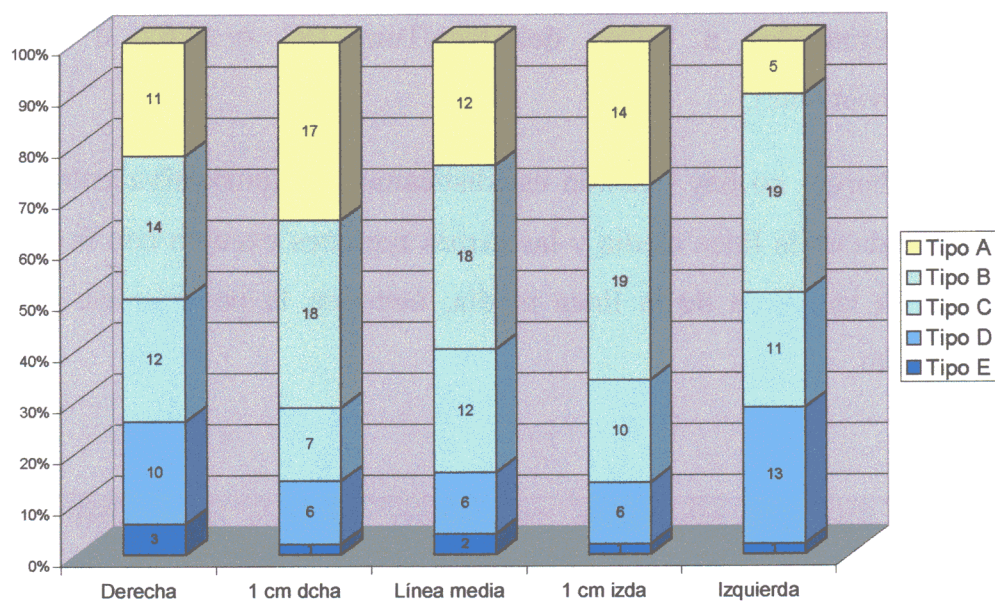
Tabla 5. Relación estadística de concordancia de la calidad ósea entre ambas exploraciones (p.v. del test Gamma y del test de Kappa).

0.352	0.471	0.409	0.89	0.256
Derecha	1cm-Dcha.	Línea 1/2	1cm-Izda.	Izquierda

La tabla 5 recoge los **índices de concordancia (IC)** entre los tipos de **calidad ósea** registrados con **ambas técnicas**. Sólo se encontró concordancia estadísticamente significativa ($IC = 0.89$) entre la radiografía panorámica y la TC en la zona izquierda intermedia.

En lo referente a la **cantidad ósea** y según la clasificación de *Lekholm y Zarb*, los resultados hallados se reflejan en el gráfico 3. El porcentaje del conjunto de huesos de tipo A y B resultó semejante en la derecha, en la línea media y en la izquierda (50%, 60% y 49% respectivamente), al igual que el conjunto de huesos tipo C y D, aunque se encontró en un porcentaje menor (44%, 40% y 41% respectivamente).

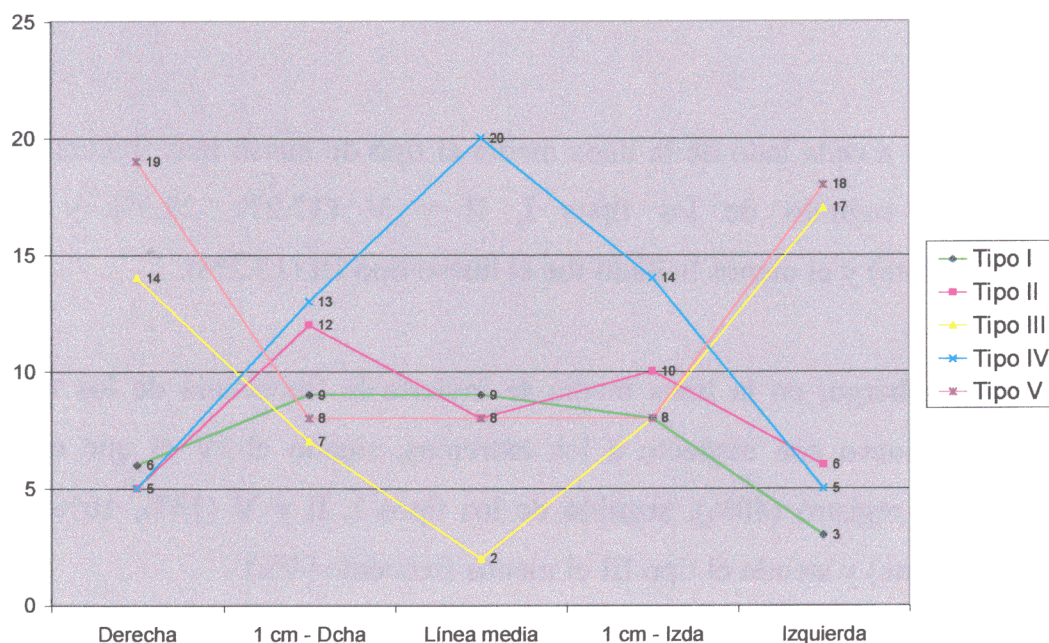
Gráfico 3. DISTRIBUCIÓN DE LOS TIPOS DE CANTIDAD ÓSEA
(*Lekholm y Zarb*).



A 1 cm a cada lado de la línea media resultó más frecuente el hueso tipo A (34% y 28%) que en las otras regiones, la frecuencia del conjunto de huesos tipo C y D fue menor (26.5% y 22%), mientras que, la frecuencia de hueso tipo B fue casi constante en toda la región intermentoniana (35.2%). Sin embargo, el hueso tipo E resultó poco frecuente en todas las áreas (3.2%).

A la hora de comparar la **cantidad ósea** de la muestra con otros parámetros se ha tenido en cuenta la clasificación de Atwood (77) porque se considera más descriptiva (Gráfico 4). En cuanto a la distribución en la muestra de estos tipos de hueso, cabe destacar que las categorías VI y VII sólo se encontraron en 4 cortes (de dos pacientes) y en 2 cortes (en un mismo paciente) respectivamente, por lo que se han descartado al representar este parámetro gráficamente.

Gráfico 4. DISTRIBUCIÓN DE LOS TIPOS DE CANTIDAD ÓSEA (Atwood).



En las áreas extremas, donde emerge el nervio mentoniano, el tipo de hueso V fue el más frecuentemente hallado (38% en la derecha y 36.7% en la izquierda), seguido del tipo III (28% y 35% a cada lado) y seguido por último de los tipos I, II y IV, con porcentajes similares entre ellos (10% de media) (Tabla 6).

Tabla 6. Distribución de los tipos de cantidad ósea (Atwood) en la muestra.					
	Derecha	1cm-Dcha.	Línea 1/2	1cm-Izda.	Izquierda
Tipo I	12 %	18.4%	18 %	16 %	6.1 %
Tipo II	10 %	24.5 %	16 %	20 %	12.2 %
Tipo III	28 %	14.3 %	4 %	16 %	34.7 %
Tipo IV	10 %	26.5 %	40 %	28 %	10.2 %
Tipo V	38 %	16.3 %	16 %	16 %	36.7 %
Tipo VI	2 %	0 %	4 %	2 %	0 %
Tipo VII	0 %	0 %	2 %	2 %	0 %

A 1 cm a cada lado de la línea media el tipo de hueso más frecuente es el IV (27.3%), seguido de los tipos I, II y V (17.2%, 22.3% y 16.2% respectivamente) y el menos hallado fue el hueso tipo III (15.2%).

Sin embargo, en la línea media se invierte la frecuencia de los tipos de cantidad de hueso con respecto a los extremos, siendo el IV el que con más frecuencia se registró (40%), seguido de los tipos I, II y V (18%, 16% y 16% respectivamente) y siendo el tipo III el menos frecuente (4%).

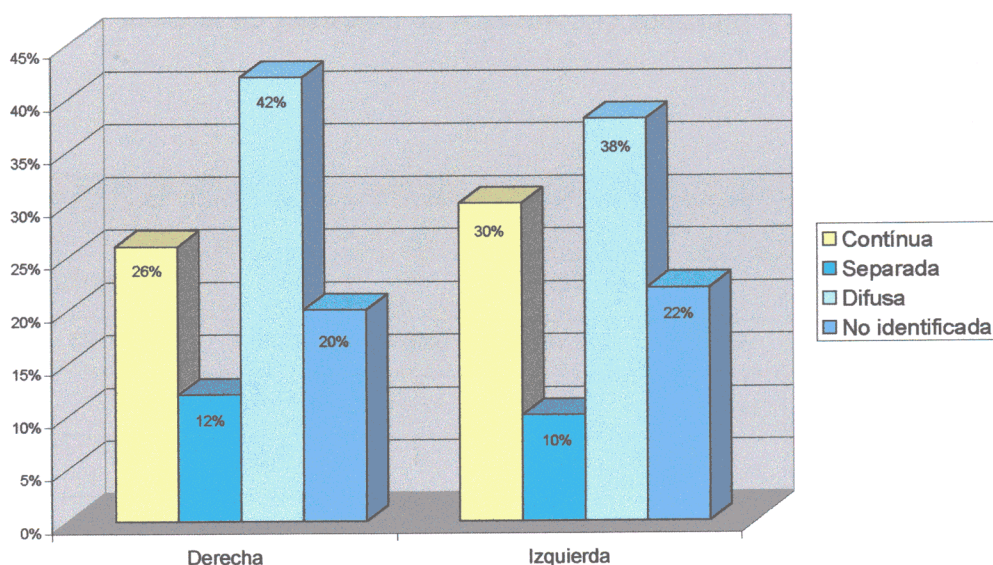
Al comparar estadísticamente la cantidad ósea de las cinco regiones de estudio entre si, resultó haber relación significativa entre todas ellas. Además se

concluyó que existía concordancia alta entre la valoración de la disponibilidad ósea del lado derecho y del izquierdo ($IC = 0.82$) y entre la valoración de los cortes a 1 cm de la línea media ($IC = 0.83$). Por lo tanto, y al igual que ocurría con la calidad ósea existe concordancia estadísticamente significativa entre un lado y otro de la mandíbula en la región entre ambos orificios mentonianos.

3. PARÁMETROS RELATIVOS AL AGUJERO MENTONIANO.

En la radiografía panorámica la **visualización del agujero mentoniano** se distribuyó en los cuatro grupos de la clasificación de *Yosue* y col. (87). En un 20% de los casos en el lado derecho y un 22% en el lado izquierdo no se pudo identificar el agujero mentoniano. El porcentaje de distribución de las formas *continua*, *separada* y *difusa* se refleja en el gráfico 5, siendo la más frecuente de ellas la *difusa* (42% en el lado derecho y 38% en el lado izquierdo).

Gráfico 5. VISUALIZACIÓN DEL A. MENTONIANO EN LA RX PANORÁMICA



La concordancia encontrada al comparar la visualización del orificio mentoniano en un lado y otro de la radiografía panorámica resultó también estadísticamente significativa (I.C. = 0.88).

En todos los pacientes fue posible identificar a ambos lados la emergencia del nervio mentoniano en los cortes oblicuos de la TC, excepto en dos imágenes de pacientes diferentes. Uno de ellos portaba una lámina subperióstica y el otro un implante roscado en esa zona, por lo que no fue posible obtener una imagen nítida del orificio mentoniano.

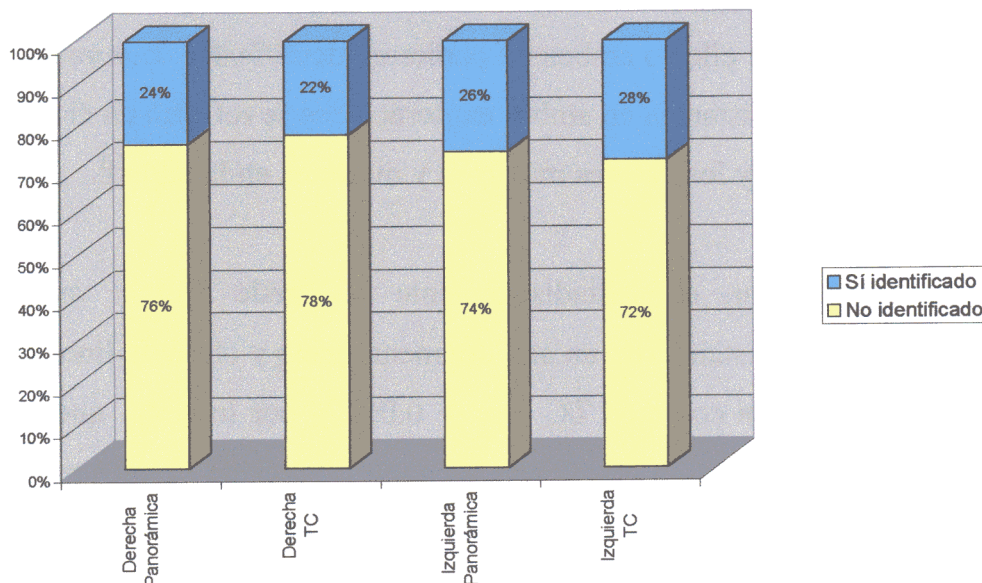
A la hora de visualizar el **nervio incisivo**, sólo fue posible en un 25% de los casos (de media) tanto en la radiografía panorámica, como en las imágenes panorámicas del NewTom. Los porcentajes de casos en los que fue posible diferenciarlo a uno y otro lado y en cada exploración se reflejan en el gráfico 6.

En aquellos casos en los que sí se visualizó, la media de longitud fue de 8.1 mm en el lado derecho y 6.8 mm en el izquierdo medida en la panorámica, y de 10.6 mm y 9.6 mm a cada lado medida en la TC. Estas longitudes medias, junto a los valores máximos y mínimos encontrados se muestran en la tabla 7.

Tabla 7. Longitud (mm) del nervio incisivo visualizado en la Rx panorámica y en la TC.

	Derecha			Izquierda		
	Media	Máxima	Mínima	Media	Máxima	Mínima
Panorámica	8.1	16.5	2	6.8	18	2
TC	10.6	16	4	9.6	14	4

Gráfico 6. VISUALIZACIÓN DEL NERVIIO INCISIVO EN LA RX PANORÁMICA Y EN LA TC.



Se observaron diferencias entre las longitudes del nervio incisivo medidas a uno y otro lado de los pacientes, tanto en la panorámica, como en la TC, pero éstas no fueron estadísticamente significativas porque en los dos casos la $p.v. > 0.05$. Tampoco resultaron significativas las diferencias al comparar la longitud de cada lado con una y otra técnica.

Sin embargo, se puede afirmar que existe mucha correlación entre la posibilidad de visualizar el nervio incisivo a uno y otro lado en la Rx panorámica (I.C. = 0.86), y más aún en la TC (I.C. = 0.98). El índice de correlación entre la probabilidad de visualizarlo con una y otra exploración es de 0.85 en el lado derecho y 0.87 en el izquierdo. Esto es, cuando se localiza el nervio incisivo en un lado del paciente y con una exploración, con alta probabilidad se observa en el otro lado y en la otra prueba.

La **distancia entre el agujero mentoniano y la línea media** se pudo valorar en la radiografía panorámica sólo en 36 pacientes, puesto que en el resto de la muestra uno de ellos o ambos no pudieron identificarse. Los valores hallados de media para esta distancia en ambas exploraciones se reflejan en el gráfico 7 y la desviación estándar y los valores máximos y mínimos en la tabla 8.

Cabe destacar, que estadísticamente se puede afirmar que no existe diferencia entre la distancia de un agujero mentoniano y otro a la línea media tanto en la Rx panorámica como en TC (p.v. > 0.05), y por lo tanto, que los orificios mentonianos se encuentran prácticamente equidistantes de la línea media con una variabilidad de 0.5 ± 2.1 mm en la Rx panorámica y de 0.2 ± 1.4 mm en el NewTom.

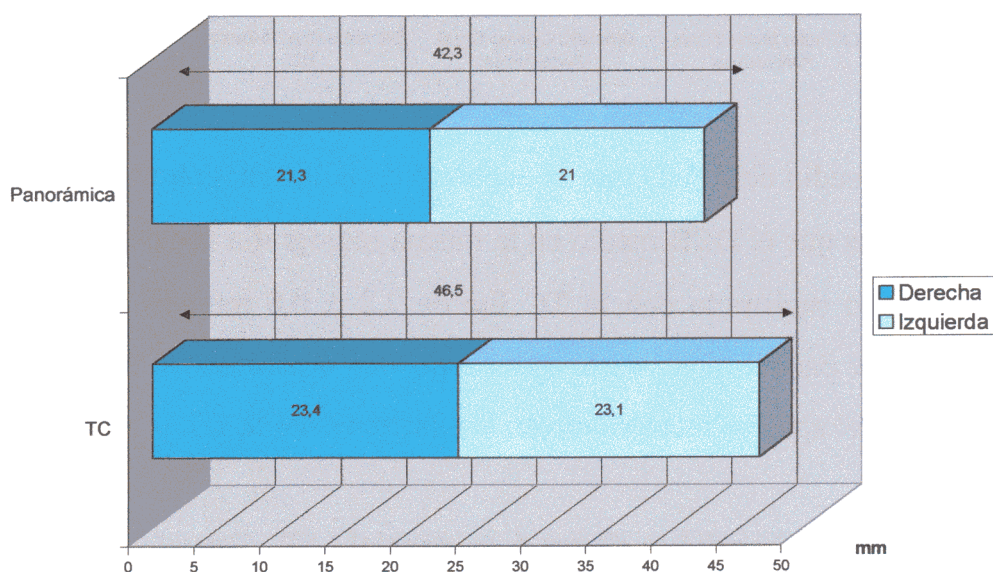
Tabla 8. Valor medio, desviación estándar y valores máximos y mínimos de la distancia del orificio mentoniano a la línea media y de la distancia entre ambos orificios con las dos técnicas.

	Panorámica				TC			
	Media	DS	Máx.	Mín.	Media	DS	Máx.	Mín.
DISTANCIA DE A. MENTONIANO DCHO A LÍNEA ½	21.3	3.5	29	13	23	2.8	28	16
DISTANCIA DE A. MENTONIANO IZDO A LÍNEA ½	21	3.9	27.5	11.5	23	2.4	29	18
DISTANCIA ENTRE LOS A. MENTONIANOS.	41.9	7.1	56.5	24.5	46.5	5	58	34

La **distancia entre ambos orificios mentonianos** medida en la Rx panorámica fue de 41.9 ± 7.1 mm y de 46.5 ± 5 mm en el NewTom. Esta diferencia entre ambas exploraciones en cuanto a la media y la desviación estandar de este parámetro sí resultó estadísticamente significativa, puesto que p.

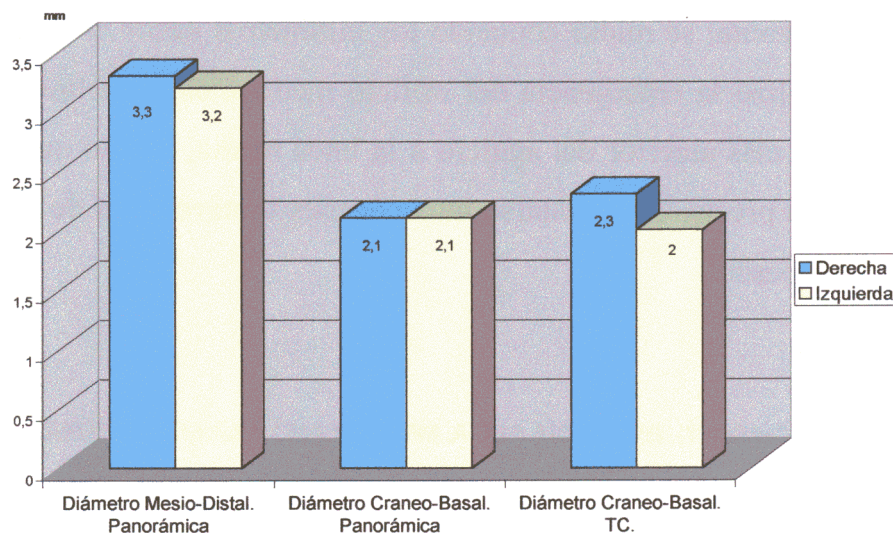
valor fue 0.009 ($p.v. < 0.05$). Esto pudo deberse a que, en el caso de la TC, este parámetro horizontal se midió contando los milímetros desde el corte oblicuo en donde se visualizó la emergencia del orificio mentoniano a la línea media y no desde el borde más anterior del agujero a la línea media, puesto que no se puede determinar con precisión, al tratarse las imágenes transversales de transparencias de 2 mm de espesor.

Gráfico 7. DISTANCIA DEL A. MENTONIANO A LA LÍNEA MEDIA.



Los valores medios resultantes de la medición del **diámetro mesio-distal (DMD)** y **craneo-basal (DCB)** del **orificio mentoniano** se representan en el gráfico 8. Los valores del DMD fueron casi iguales en la derecha que en la izquierda puesto que $p.v. = 0.37 (> 0.05)$, al igual que los valores del DCB registrados con la Rx panorámica ($p.v. = 1$) y con la TC ($p.v. = 0.23$). Tampoco se encontró diferencia significativa entre el DCB medido con la Rx panorámica y con la TC ($p.v. = 0.9$ en la derecha y $p.v. = 0.5$ en la izquierda).

Gráfico 8. DIÁMETROS DEL A. MENTONIANO EN LAS DOS EXPLORACIONES.



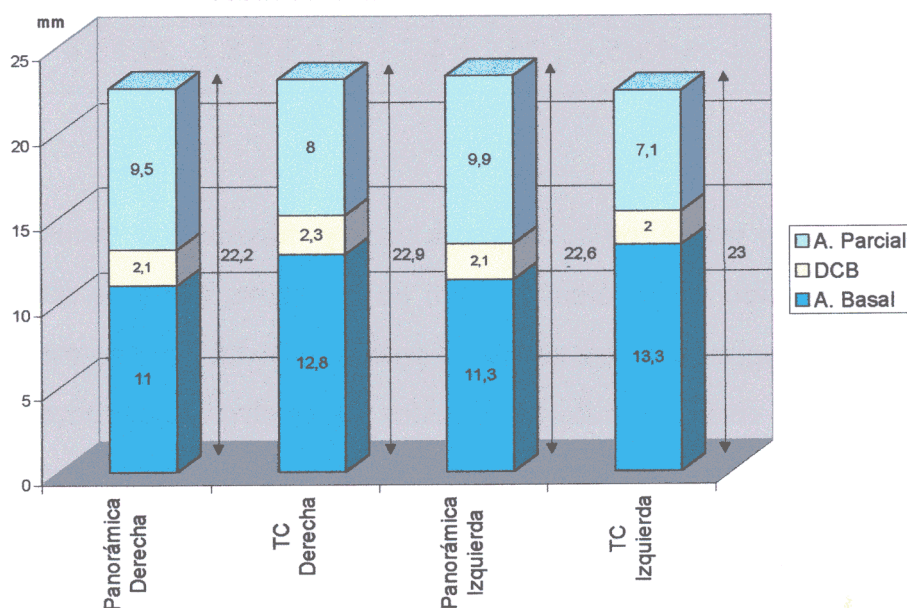
El valor medio del DMD que se encontró en la Rx panorámica fue de 3.3 ± 0.8 mm, mientras que el DCB medio en la misma radiografía fue de 2.7 ± 0.7 mm y el DCB medio registrado con la TC fue de 2.2 ± 0.8 mm. El DMD sólo se recogió en la Rx panorámica puesto que no pueden determinarse los puntos más distal y mesial del agujero mentoniano en las imágenes de la TC.

En el estudio se midió la **altura ósea parcial (AP)**, distancia entre el borde superior del agujero mentoniano y el punto más coronal de la cortical superior del reborde medida sobre el plano vertical) y la **altura ósea basal (AB)**, distancia entre el borde inferior del agujero mentoniano y el punto más caudal de la cortical inferior medida sobre el plano vertical) únicamente con el fin de determinar la **posición relativa del orificio mentoniano (índice AP / AB)**. Estas mediciones aparecen representadas en el gráfico 9.

El **índice AP / AB** resultó ser el mismo a ambos lados en la Rx panorámica, 0.9 ± 0.4 , como ocurrió en la TC, en la que el índice fue de 0.6 ± 0.3 . Al comparar los resultados obtenidos con una y otra exploración la diferencia

resultó ser estadísticamente significativa ($p.v. = 0.03 < 0.05$). En la Rx panorámica el agujero mentoniano aparece centrado en el cuerpo mandibular al tener un valor muy cercano al 1 (índice $AP/AB = 0.9 \pm 0.4$), sin embargo, en las imágenes transversales del NewTom el orificio se sitúa en la mitad superior (índice $AP/AB = 0.6 \pm 0.3$) y siendo, por lo tanto la altura ósea parcial el $60 \% \pm 30\%$ de la altura basal.

Gráfico 9. DISTRIBUCIÓN DE LA ALTURA PARCIAL, DIÁMETRO CRANEO-BASAL Y ALTURA BASAL.



4. PARÁMETROS CUANTITATIVOS IMPLANTOLÓGICOS.

El primer parámetro implantológico valorado, tanto en la Rx panorámica, como en la TC, fue la **altura ósea total (AT)**, que se trata de la distancia entre el punto más coronal de la cresta y el más caudal de la basal mandibular medida sobre el plano vertical. Además de ésta, se midió la **altura ósea máxima (AM)**, que es la distancia máxima entre el punto más coronal de la cortical superior y el punto más caudal de la basal mandibular medida sobre el eje axial del reborde.

Los valores medios y las desviaciones estándar de ambos parámetros se reflejan en la tabla 9 y en el gráfico 10.

Tabla 9. Distribución en mm de la altura ósea total (AT) y la altura ósea máxima (AM) en la muestra.

		Derecha	1cm-Dcha.	Línea 1/2	1cm-Izda.	Izquierda
AT	Panorámica	22.6 ± 6	24.6 ± 5.5	25.1 ± 5.2	24.6 ± 5.5	22.7 ± 5.5
	TC	22.9 ± 5.3	25 ± 4.7	25.2 ± 4.9	24.7 ± 5.1	23 ± 4.9
AM		23.5 ± 5.4	25.7 ± 4.7	25.9 ± 4.8	25.7 ± 4	23.2 ± 5.1

Los valores más altos de la altura total y máxima los encontramos en la línea media, seguido de las áreas a 1 cm de la misma, mientras que los valores más bajos se recogieron en las zonas de emergencia del agujero mentoniano. La diferencia media entre los valores de estos parámetros registrados en la línea media y los extremos fue muy similar, siendo 2.5 mm para la AT en la Rx panorámica, 2.3 mm para la AT en la TC y 2.6 mm en el caso de la altura máxima.

Tabla 10. Relación estadística de la altura total entre ambas exploraciones (p.v. de test de rangos y de signos, procedimiento UNIVARIATE).

0.08	0.05	0.15	0.32	0.52
Derecha	1cm-Dcha.	Línea 1/2	1cm-Izda.	Izquierda

En las cinco áreas de estudio la **altura total** medida en la panorámica fue menor que en la TC. La diferencia media entre la altura total medida con la Rx panorámica y la medida con la TC en los extremos derecho e izquierdo fue de 0.3

± 2.1 mm, a 1 cm a la derecha fue de 0.4 ± 1.9 mm, 0.1 ± 1.8 mm en la línea media y 0.1 ± 2.1 mm a 1 cm a la izquierda de la línea media. Estadísticamente estas diferencias no fueron significativas en ninguna área (p.v. > 0.05 en las cinco zonas) (Tabla 10).

Gráfico 10. DISTRIBUCIÓN DE LAS ALTURAS TOTAL Y MÁXIMA.

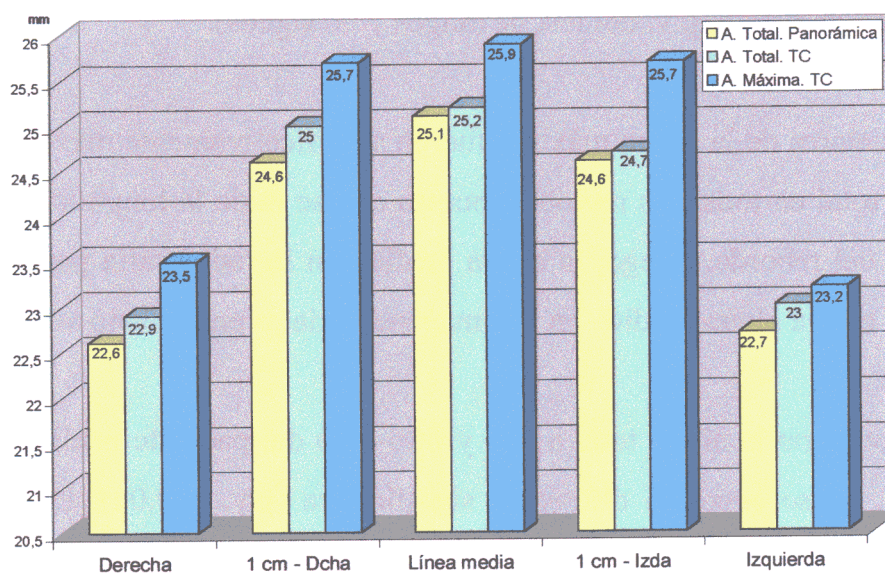


Tabla 11. Comparación entre ambas técnicas de la altura total > 0 \leq de 20 mm y relación estadística.

		Derecha	1cm-Dcha.	Línea 1/2	1cm-Izda.	Izquierda
Altura total ≤ 20 mm	Media	1.1	0.04	0.7	0.7	0.6
	DS	1.1	2.7	3.9	3.4	2.1
	P.v.	0.3	1	0.9	0.6	0.4
Altura total > 20 mm	Media	0.5	0.1	0.2	0.4	0.3
	DS	2.7	2.1	1.3	1.6	1.8
	P.v.	0.1	0.1	0.08	0.2	0.8

Además se estudió la similitud de los valores de la altura total obtenidos mediante la Rx panorámica y a través de la TC, diferenciando aquellos rebordes con una AT mayor de 20 mm y los de menos o igual a 20 mm. No se encontraron diferencias significativas en la interpretación de este parámetro con ambas técnicas, independientemente de si su valor era > 0 o \leq de 20 mm. En la tabla 11 se muestra la media de diferencia entre una y otra radiografía, la desviación estándar y la relación estadística (p.v. del test de rangos y de signos).

Los valores de la altura máxima fueron significativamente mayores que los de la altura total en todas las regiones, puesto que se mide la longitud máxima en el eje axial del reborde. Luego, la altura medida en la radiografía panorámica es comparable con la altura medida en las imágenes axiales en el plano vertical.

Al comparar la altura total a uno y otro lado del paciente medida en la Rx panorámica, no se encontró diferencia significativa (p.v. > 0.05). La diferencia entre el extremo derecho y el izquierdo fue de 0 ± 1.8 mm (p.v. = 0.64), prácticamente igual que a 1 cm a cada lado de la línea media, donde fue de 0.02 ± 1.8 mm (p.v. = 0.92).

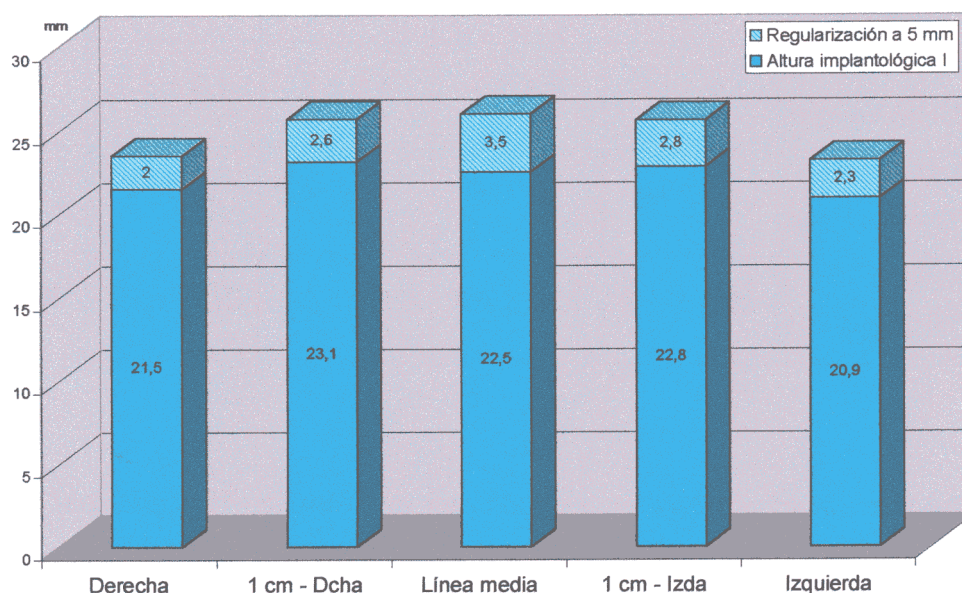
En el caso de la altura total valorada en las imágenes del Newtom, las diferencias entre uno y otro lado del paciente resultaron mayores pero no estadísticamente significativas. La disparidad entre las áreas extremas fue de 0.5 ± 2.3 mm (p.v. = 0.15) y de 0.2 ± 2 mm (p.v. = 0.81) entre las áreas intermedias.

A continuación se midió, únicamente sobre las imágenes transversales del Newtom, la **osteotomía reductora hasta 5 y 6 mm**, esto es, la distancia entre el punto más coronal de la cresta a la línea perpendicular al eje axial del reborde que mida 5 y 6 mm respectivamente, o lo que es lo mismo, la cantidad de tejido óseo

que hay que eliminar hasta que la cresta tenga un diámetro buco-lingual de 5 y 6 mm.

Junto con estos parámetros, se calibró la altura ósea que resultaría tras regularizar la cresta hasta 5 mm de espesor, **altura implantológica I**, y tras regularizar la cresta hasta 6 mm de diámetro buco-lingual, **altura implantológica II**. Los valores medios, las desviaciones estándar y los porcentajes de hueso residual a eliminar para la inserción de implantes se expresan en la tabla 12 y en los gráficos 11 y 12.

Gráfico 11. OSTEOTOMÍA REDUCTORA HASTA 5 mm Y ALTURA IMPLANTOLÓGICA I.



La línea media fue la zona donde más tejido óseo habría que eliminar hasta conseguir un diámetro buco-lingual apto para la inserción de implantes. **Hasta 5 mm de espesor**, la osteotomía reductora media en esta área fue de 3.5 ± 2.2 mm, que es el 13.5 % de la altura máxima del proceso alveolar. A 1 cm a cada lado de esta zona la reducción fue de 2.7 ± 2.3 mm, que corresponde al 10.5 % del reborde

y en las zonas extremas derecha e izquierda la osteotomía fue de 2.2 ± 1.6 mm, que equivale al 9.2 % de la altura máxima.

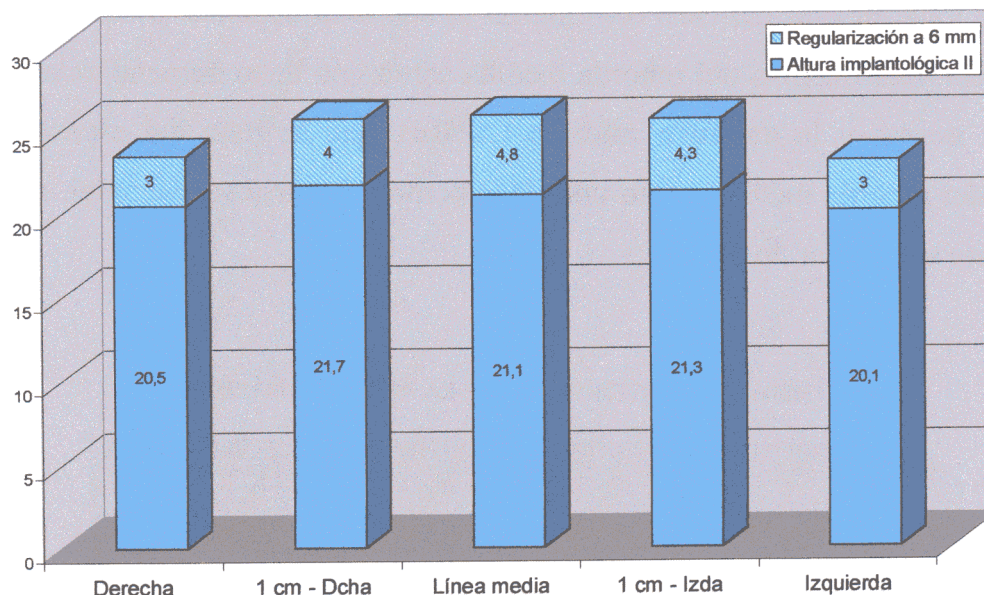
Tabla 12. Distribución de la osteotomía reductora hasta 5 mm y 6 mm y de las alturas implantológicas I y II.

	Derecha	1cm-Dcha.	Línea 1/2	1cm-Izda.	Izquierda
OSTEOTOMÍA REDUCTORA a 5 mm	2 ± 1.5	2.6 ± 2.3	3.5 ± 2.2	2.8 ± 2.3	2.3 ± 1.8
PORCENTAJE DE OSTEOTOMÍA a 5 mm	8.5 %	10.1 %	13.5 %	10.9 %	9.9 %
ALTURA IMPLANTOLÓGICA I	21.5 ± 5.6	23.1 ± 4.7	22.5 ± 4.3	22.8 ± 5	20.9 ± 5.4
OSTEOTOMÍA REDUCTORA a 6 mm	2.9 ± 1.8	4 ± 3.1	4.8 ± 3	4.3 ± 3.3	3 ± 1.9
PORCENTAJE DE OSTEOTOMÍA a 6 mm	12.3 %	15.7 %	18.5 %	16.7 %	12.9 %
ALTURA IMPLANTOLÓGICA II	20.5 ± 5.6	21.7 ± 4.8	21.1 ± 4.3	21.3 ± 5.2	20.1 ± 5.3

Una vez que el reborde óseo queda con un diámetro buco-lingual de 5 mm en su cresta, la altura ósea disponible resultó prácticamente igual en la línea media que a 1 cm a cada lado de la misma, siendo la **altura implantológica I** en las tres áreas de 22.7 ± 4.6 mm.

En las zonas más laterales, donde emerge el nervio mentoniano, la altura disponible con un diámetro mínimo de 5 mm fue de 21.3 ± 5.5 mm, menor que en el área intermedia, con una diferencia con respecto a ella de 1.6 ± 2.3 mm.

Gráfico 12. OSTEOTOMÍA REDUCTORA HASTA 6 mm Y ALTURA IMPLANTOLÓGICA II.

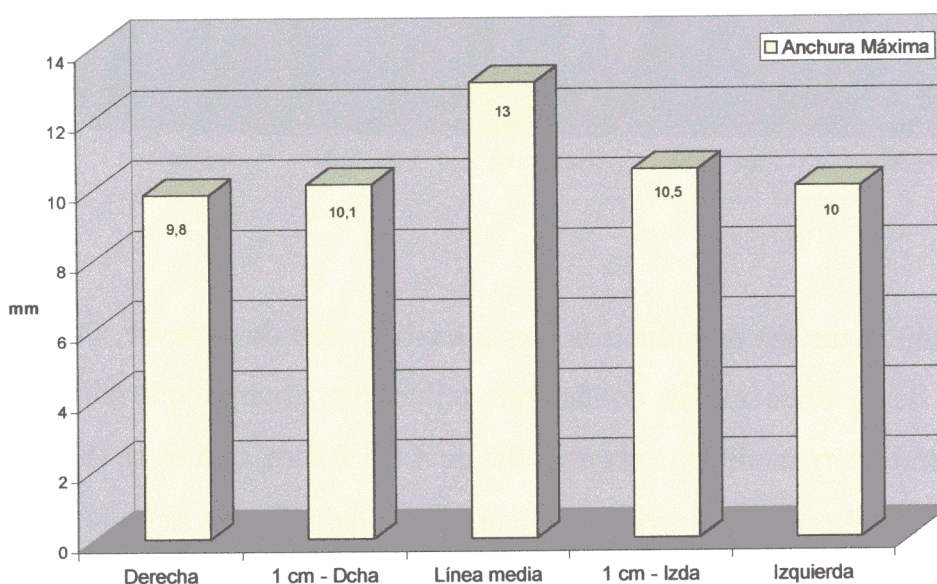


Cuando se trataba de reducir la cresta **hasta 6 mm de espesor**, fue también en la zona de la línea media donde más tejido óseo habría que eliminar. La osteotomía reductora media en esta área fue de 4.8 ± 3 mm, que es el 18.5 % de la altura máxima del proceso alveolar. A 1 cm a cada lado de esta zona la reducción fue de 4.1 ± 3.2 mm, que corresponde al 16.2 % del reborde y en las zonas extremas derecha e izquierda la osteotomía fue de 2.9 ± 1.8 , que equivale al 12.6 % de la altura máxima.

Sin embargo en cuanto a la altura **implantológica II**, resultante de reducir la cresta hasta 6 mm de diámetro, no hubo diferencias significativas entre unas áreas y otras, es decir, que una vez que el espesor del reborde es de 6 mm, la altura es muy semejante en toda la región intermentoniana, siendo de 21 ± 5.1 mm de media.

Los últimos parámetros implantológicos que se valoraron sobre las imágenes transversales del NewTom fueron la **anchura máxima (AMax)**, que es la distancia ósea máxima del reborde medida sobre una línea perpendicular al eje axial del mismo y la **anchura mínima (AMin)**, que se trata del espesor óseo mínimo del reborde medido sobre una línea perpendicular a su eje axial, en caso de que éste sea menor de 6 mm.

Gráfico 13. DISTRIBUCIÓN DE LA ANCHURA MÁXIMA.



La diferencia en cuanto a la anchura máxima registrada a uno y otro lado de la mandíbula no fue estadísticamente significativa, resultando $p. v. = 0.6$ al comparar el lado derecho con el izquierdo (9.8 ± 1.2 mm y 10 ± 1.2 mm) y $p. v. = 0.3$ al comparar las áreas intermedias (10.1 ± 1.1 a 1 cm a la derecha y 10.5 ± 1.2 mm a la izquierda) (Gráfico 13).

Sin embargo, sí se encontró mayor espesor en la línea media (13 ± 2 mm) que en las otras zonas. Esto se debe a la presencia a este nivel de las apófisis geni.

En cuanto a la anchura mínima sólo se registraron aquellos cortes transversales en los que, bien por una concavidad lingual o vestibular, el espesor del reborde se estrechaba a menos de 6 mm, comprometiéndose así la posible inserción de fijaciones. En estos casos se especificó si el estrechamiento era bucal o lingual. Los resultados se reflejan en la tabla 13.

Tabla 13. Frecuencia de concavidades lingual o vestibular (anchura mínima).					
	Derecha	1cm-Dcha.	Línea 1/2	1cm-Izda.	Izquierda
CONCAVIDAD LINGUAL	3	2	0	3	0
CONCAVIDAD VESTIBULAR	0	1	1	3	0
ANCHURA > 6 mm	47	47	49	44	49
TOTAL	49	50	50	50	49

Se registraron un total de 5 cortes oblicuos con estrechamiento bucal y 8 rebordes con estrechamiento lingual. El total de los 13 cortes pertenecían a 10 pacientes, por lo que el 20 % de la muestra presentaba en una o más áreas de estudio el reborde mandibular que en algún punto se reducía su espesor a menos de 6 mm.

5. VARIABLES ENTRE PARES DE PARÁMETROS DE DIFERENTES GRUPOS.

Además de comparar la valoración de cada parámetro de estudio con ambas técnicas y los registros de esos parámetros a uno y otro lado del paciente, se analizaron otras variables:

- Parámetros clínicos y disponibilidad ósea.
- Edad y calidad ósea.
- Edad y cantidad ósea.
- Sexo y calidad ósea.
- Cantidad ósea y osteotomía reductora hasta 5 mm de espesor.
- Cantidad ósea y osteotomía reductora hasta 6 mm de espesor.

En primer lugar se valoró la relación entre el estado de edentación (total o parcial), el tipo de prótesis inferior y antagonista superior con los tipos de cantidad de hueso residual y con la altura máxima del reborde medida en la TC. Aunque las diferencias no resultaron estadísticamente significativas, observamos valores de altura ósea algo mayores en aquellos pacientes parcialmente desdentados portadores de dientes naturales o de una prótesis completa.

En el grupo de pacientes desdentados parciales, formado por el 40% de la muestra, encontramos mayor frecuencia de hueso tipo I y II y menos de hueso tipo IV y V que en aquellos casos de pacientes desdentados totales, aunque en este caso tampoco las diferencias resultaron significativas.

Semejante ocurrió al contrastar el estado periodontal de los dientes residuales y la relación intermaxilar con la altura de la cresta, donde no encontramos relación estadística alguna entre estas variables. Puesto que el tamaño de los subgrupos de la muestra dividida según el tipo de prótesis inferior y el antagonista superior, la relación intermaxilar y el estado periodontal es reducido, resultaría interesante cotejar estos parámetros con la disponibilidad ósea implantológica sobre una muestra de estudio más amplia.

Otra observación derivada de nuestro estudio es la tendencia, no estadísticamente significativa, de reducirse la distancia intermentoniana valorada en la Rx panorámica en los pacientes desdentados totales.

Se valoró estadísticamente la relación entre la **edad** de los pacientes de la muestra y la **densidad ósea** registras en toda la región anterior mandibular con las dos exploraciones y no se encontró relación significativa, ya que en todos los caso p. valor resultó $>$ de 0.05 (Tabla 14).

De la misma forma se determinó la relación existente entre la **edad** de los pacientes y la **cantidad ósea** en las cinco regiones de estudio valorada en las imágenes del NewTom. Estos parámetros resultaron también ser independientes, ya que no se encontró relación estadística alguna mediante el test exacto de Fisher, al ser p. valor $>$ de 0.05 (Tabla 14).

Sin embargo, sí se encontró relación estadísticamente significativa entre los tipos de cantidad ósea y la osteotomía reductora hasta 5 y 6 mm de espesor, aplicando el análisis de varianza (ANOVA). En todos los casos, como se muestra en la tabla 14, p. valor fue $<$ de 0.05, luego se puede afirmar que son variables dependientes.

El test de Duncan realiza comparaciones múltiples de medias, ordenándolas de menor a mayor, y compara las diferencias entre pares, conectando los grupos de medias que no difieren significativamente. En las cinco áreas de estudio y para las variables 3 y 4, este test halló tres subconjuntos de medias no significativamente diferentes. El primer subconjunto estaba formado en todos los casos por el grupo de cortes con hueso tipo IV, mientras que el segundo

subconjunto estaba formado por los tipos de cantidades óseas I, II y III. El tercer subconjunto lo formaron los rebordes de huesos tipo V y VI.

Por lo tanto, la osteotomía reductora, tanto hasta 5 mm como hasta 6 mm, necesaria para el hueso tipo IV es estadísticamente diferente a la necesaria en los huesos tipo I, II y III, y ésta a su vez es diferente a la regularización de los huesos tipo V y VI.

Tabla 14. Relación estadística (p. valor) entre las variables (test exacto de Fisher y análisis de varianza, ANOVA).

	Derecha	1cm-Dcha.	Línea 1/2	1cm-Izda.	Izquierda
V₁: Edad - calidad ósea.	0.09	0.21	0.2	0.13	0.1
V₂: Edad - cantidad ósea.	0.18	0.71	0.3	0.18	0.13
V₃: Cantidad ósea -osteotomía hasta 5 mm.	0.0007	0.0001	0.0001	0.0006	0.0006
V₄: Cantidad ósea -osteotomía hasta 6 mm.	0.0005	0.0001	0.0001	0.0005	0.004

6. DISCUSIÓN



1. SELECCIÓN DE LAS TÉCNICAS POR IMAGEN.

La prótesis completa inferior es el tratamiento prostodóncico convencional más inestable y menos retentivo en la práctica dental rutinaria (3). Durante la función, ésta se mueve cinco veces más que la superior. La pérdida de tejido óseo tras las extracciones aumenta incluso esta inestabilidad. La continua pérdida de masa ósea se asocia no sólo a complicaciones funcionales, sino también a conflictos anatómicos y estéticos (193).

La mucosa reducida, las inserciones musculares altas, una pobre coordinación muscular, dificultad en la fonación, necesidad de adhesivos para prótesis, dificultades psicosociales y / o fracaso prostodóncico general, son problemas adicionales de los pacientes con atrofia mandibular avanzada (84) (176).

En un estudio longitudinal a lo largo de 25 años realizado sobre pacientes edéntulos por Tallgren, las cefalometrías laterales demostraron que la pérdida ósea era continua durante todo este periodo y que era cuatro veces mayor en la mandíbula que en el maxilar (176). Coinciden con estos resultados Devlin y col. (92) al afirmar también que tras la extracción dentaria el reborde alveolar mandibular se reabsorbe más deprisa que el maxilar y que el índice de reabsorción es también mayor.

Teniendo en cuenta todas estas consideraciones adquiere gran importancia diagnosticar las características del hueso en cuanto a tamaño, forma e inclinación para seleccionar el tamaño del implante y su inclinación, indicar, si fuese necesario, aumento óseo mediante injerto y diseñar el tratamiento prostodóncico (191).

Como las técnicas basadas en los rayos X difieren en cuanto a información, precisión, dosis de radiación, técnica de realización y coste económico, principalmente, conviene conocer las características de cada sistema de exploración para contar con el criterio suficiente para prescribir uno u otro examen en función de las necesidades de cada paciente implantológico (194).

Aunque no existe ninguna técnica por imagen perfecta, la precisión diagnóstica es un importante criterio a la hora de hacer la selección (10). Con frecuencia existe una relación proporcional entre la intensidad de la radiación y los costes generados y la información obtenida con una prueba (195).

Además, para un tipo determinado de exploración, los factores técnicos pueden variar considerablemente. Los parámetros técnicos dependen del tamaño, la edad y la anatomía del paciente, así como de las preferencias del operario. Las dosis de radiación varían significativamente dependiendo de las películas y los sensores, del kilovoltaje máximo, del miliamperaje, del tiempo, del número de imágenes por exploración y de la calidad de las imágenes necesaria para resolver aspectos diagnósticos específicos (12). Luego es posible, jugando con los parámetros anteriormente citados, conseguir una técnica óptima que ofrezca la información deseada con un mínimo de exposición (69).

En un estudio realizado por Petersson y col. en 1992 (28), evaluaron la posibilidad de insertar implantes únicamente con radiografía panorámica y concluyeron que en dos tercios de los casos era necesario realizar cortes tomográficos para obtener una información más precisa del grado de reabsorción ósea.

Silverstein y col. (137) establecieron en un estudio sobre la utilización conjunta de tomografía convencional y radiografía panorámica, que en numerosas ocasiones la disponibilidad ósea era aceptable cuando se medía sobre la Rx panorámica, mientras que se desestimaba o se modificaba el diagnóstico al compararla con las tomografías.

Con el objetivo de evaluar radiográficamente la disponibilidad ósea en el sector posterior mandibular, Bolin y col. (196) compararon las mediciones obtenidas con Rx panorámica y tomografía helicoidal en 100 pacientes. Se recogió la altura ósea desde el borde de la cresta hasta el techo del conducto dentario inferior en 401 regiones. La altura media fue de 11.25 ± 3.29 en la radiografía panorámica y de 8.81 ± 3.38 en la tomografía, siendo la diferencia entre ambas exploraciones estadísticamente significativa. Para determinar si la altura ósea era previsible por medio de la radiografía panorámica, realizaron un análisis de regresión lineal, en el que se registró una considerable dispersión indicando la estimación incierta del hueso disponible únicamente con la panorámica. Por lo tanto, este estudio demostró que la dimensión vertical disponible para la fijación de implantes se determina incorrectamente empleando únicamente radiografía panorámica. El riesgo de error aumenta considerablemente en mandíbulas edéntulas donde existe mayor reabsorción de la cresta alveolar, por lo que recomiendan siempre exámenes tomográficos.

Muñoz-Montagud y col. (197) llevaron a cabo una comprobación de la exactitud de las mediciones de la TC en relación con la anatomía real en mandíbulas secas y con los resultados obtenidos mediante radiografías panorámicas. En todas las mandíbulas se eligieron puntos topográficos para comparar las mediciones con los métodos radiográficos. Con un calibrador de espesor óseo y pie de rey midieron en estos puntos la distancia craneo-basal, así

como la anchura vestibulo-lingual en la parte más craneal y en medio de la longitud total de la mandíbula. La media de los valores de la altura ósea para cada punto determinado obtenida con osteometría directa resultó igual a la obtenida con TC; sin embargo entre la osteometría y la radiografía panorámica obtuvieron una diferencia de 1.45 mm. Estas diferencias son especialmente importantes cuando pretendemos colocar implantes en la proximidad del orificio mentoniano, pudiendo ocasionar accidentes por error de cálculo.

Estos datos evidencian la superioridad en cuanto a la fiabilidad morfométrica de la TC con respecto a la radiografía panorámica.

Sólo por razones clínicas de diagnóstico o de tratamiento se tolera el administrar radiaciones ionizantes (198) y cada vez más, los avances tecnológicos tienden a disminuir la dosis que recibe el paciente e incluso a sustituir estas exploraciones por otras que no precisan rayos X (resonancia magnética, ecografía). De cualquier forma, la radiación que reciba el paciente debe estar justificada y ser tan baja como razonablemente sea posible (criterio ALARA) (199).

Así pues, dada la importancia de la información derivada de las radiografías, no es razonable oponerse a la utilización de las mismas con el pretexto de su potencial peligro de irradiación. Además, la falta de información derivada de no realizar la exploración radiológica completa, con frecuencia implica una valoración incorrecta del caso, lo que en muchas ocasiones puede comprometer seriamente el tratamiento y el pronóstico (22).

La dosis de radiación de entrada en piel de la tomografía lineal convencional por cada corte tomográfico es similar a las de la radiografía

panorámica o retroalveolar e inferior a las de la TC por corte (153). Aunque las dosis de radiación para el paciente son mayores con la TC que con otras técnicas, la radiación dispersa es mínima porque está limitada al espesor del volumen deseado (20) (200).

Son varios los estudios publicados (29) (39) (148) (154) (155) (202) (203) (204) (205) en los que se comparan las dosis de radiación absorbidas por diferentes tejidos en exploraciones con TC y tomografía convencional. Varían entre sí en las dosis recibidas, así como en la estimación del riesgo que éstas pudieran producir a los distintos tejidos. Pero todos ellos coinciden en afirmar que las dosis son considerablemente mayores con la TC y que esta diferencia disminuye según aumenta el número de cortes realizados mediante tomografía convencional.

Sin embargo, Kassebaum y col. (29) (155) demostraron que para un examen de múltiples cortes, en concreto seis o más, las dosis de radiación emitidas por la TC pueden resultar inferiores a las de la tomografía convencional. Por lo tanto el clínico debe evaluar el riesgo-beneficio, que depende del número de localizaciones implantológicas. Además evitar irradiar el espacio interarcada durante la exploración de TC supondría reducir la dosis de radiación para el paciente en aproximadamente el 50% (120) (206).

Scaf y col. (39) recomiendan emplear tomografía convencional para evaluar uno o pocos espacios edéntulos, especialmente cuando se localicen en ambos maxilares, y prescribir una TC para estudiar múltiples tramos a intervenir en un mismo maxilar.

Hay que tener en cuenta que la TC es considerada como el método que más responde a todas las exigencias de un correcto estudio diagnóstico en implantología (32) (45) (46) (50) (175) (201). Además, diversos autores como Rothman (33), Schwarz (34), Arzouman y cols (79) y Klinge (207) coinciden en afirmar que la TC, por su gran sensibilidad, es la que permite identificar con mayor exactitud la localización del nervio y orificio mentoniano, en comparación con las técnicas convencionales.

Por otro lado, no sólo facilita información acerca del segmento óseo elegido, sino que también permite una valoración de todo el entorno maxilo-mandibular y especialmente de los dientes residuales, sobre todo de los ápices y del periodonto de los dientes adyacentes al lugar elegido para insertar los implantes (46).

En comparación con otros métodos diagnósticos la TC resulta ideal, ya que (52):

- Aporta secciones muy finas con gran calidad de imagen.
- Permite realizar mediciones directas muy precisas.
- Informa sobre la calidad ósea.
- Consume un tiempo de exploración reducido.
- Permite relacionar las distintas imágenes entre si.

2. TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA: NEWTOM.

Existen en la actualidad tres diferentes tipos de equipos de tomografía computarizada:

1. Escaner tradicional.
2. Escaner helicoidal o volumétrico.
3. Escaner de haz cónico (TCHC).

Los *escaneres tradicionales* son grandes aparatos en los cuales el haz de rayos X tiene forma de abanico y hace barridos del volumen a estudiar por capas de espesor previamente programado. La fuente de radiación se mueve girando 360° alrededor del paciente tantas veces como capas de adquisición sean necesarias para estudiar toda la altura del volumen (Figura 30) y adquiere la representación del mismo mediante la adición de información de capas contiguas (208).

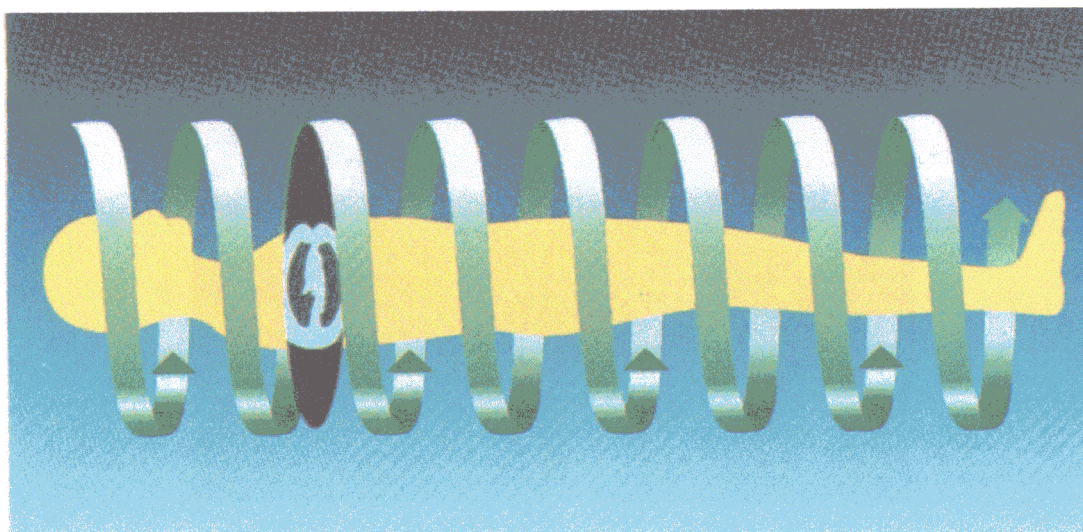


Figura 30. Esquema del movimiento que realiza un escáner tradicional.

El espesor de los cortes con estos equipos, hasta de 1 mm mínimo, ofrece gran resolución espacial. Además los programas informáticos específicos permiten obtener imágenes axiales y panorámicas en 2D, así como imágenes en 3D. Sin embargo, el coste y complejidad de estas máquinas, junto con los problemas

asociados a la alta dosis de radiación absorbida por el paciente y al tiempo empleado, limitan hoy en día el uso de esta modalidad (209).

Los *escaneres helicoidales* o también llamados *volumétricos* disponen de un haz de rayos también en forma de abanico, pero la diferencia con los anteriores es que el paciente se mueve al mismo tiempo que gira la fuente de radiación, de tal manera que girando una sola vez 360° alrededor del paciente se recoge la información de un volumen (Figura 31).

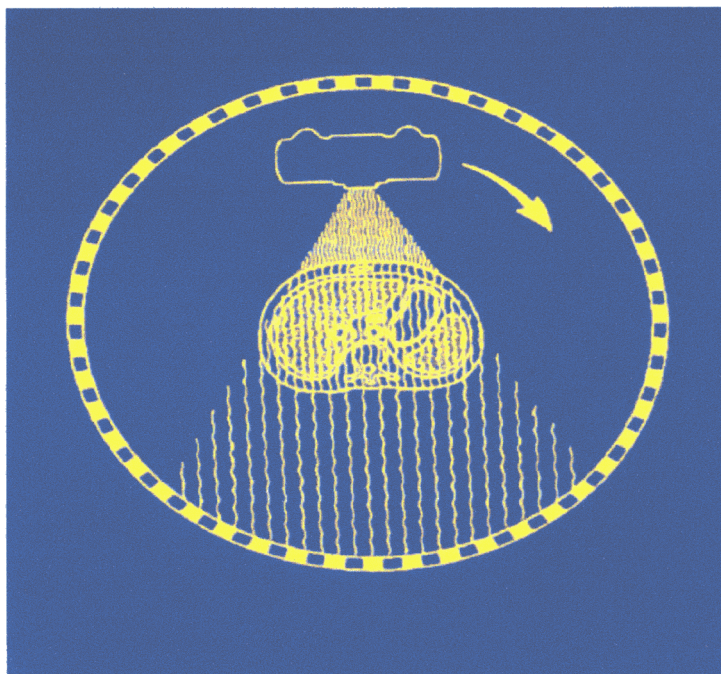


Figura 31. Movimiento realizado por un equipo de TC helicoidal o volumétrica.

Con la llegada al mercado de estos tomógrafos también llamados “**de rotación continua**”, se reduce considerablemente el tiempo de realización de la prueba puesto que obtienen adquisiciones de la totalidad de un volumen anatómico y ya no de una serie de cortes contiguos. Este avance permite eliminar

artefactos de movimiento que siguen existiendo algunas veces y mejorar la calidad de las reconstrucciones (46). Gracias a estos nuevos equipos el estudio mediante escaner sigue vigente, ya que consiguen imágenes y detalles que la RM no alcanza.

En un estudio realizado por Yang y col. (14) emplearon TC espiral, con la que se requirió menos de un minuto para concluir un estudio implantológico. Con esta capacidad de rápida adquisición de información se reducen problemas en la reconstrucción de las imágenes y en la distorsión de los resultados finales.

Los resultados obtenidos por estos autores mostraron que no existe diferencia estadísticamente significativa entre la TC de 2D y las mediciones físicas o entre las imágenes de TC de 3D y las medidas físicas, por lo que la TC espiral en sus dos modalidades de imagen es adecuada para el diagnóstico prequirúrgico en implantología. Sí hallaron diferencias estadísticamente significativas entre las mediciones realizadas sobre las imágenes en 2D y aquellas realizadas sobre imágenes en 3D.

Concluyeron que, pese a no existir diferencia estadísticamente significativa con las mediciones reales, las imágenes en 2D sobrestimaban y las de 3D subestimaban las distancias. Probablemente esto se debió a que era el estudio de un volumen parcial y al efecto algorítmico, por lo que proponen ampliar los estudios al respecto, así como mejorar los programas informáticos para reducir estas discrepancias (14).

El *escaner de haz cónico (TCHC)* está comercializado con el nombre de **NEWTOM 9000** (QR, Verona, Italia). El haz de rayos X de este equipo tiene forma de cono centrado en el detector, de tal forma que con cada disparo recoge

información de todo el volumen de estudio. El sistema fuente - detector ensamblado realiza una rotación completa de 360° alrededor de la cabeza del paciente, durante la cual hace una serie de exposiciones (normalmente una por cada grado), mientras que el paciente no realiza movimiento alguno (figura 32).

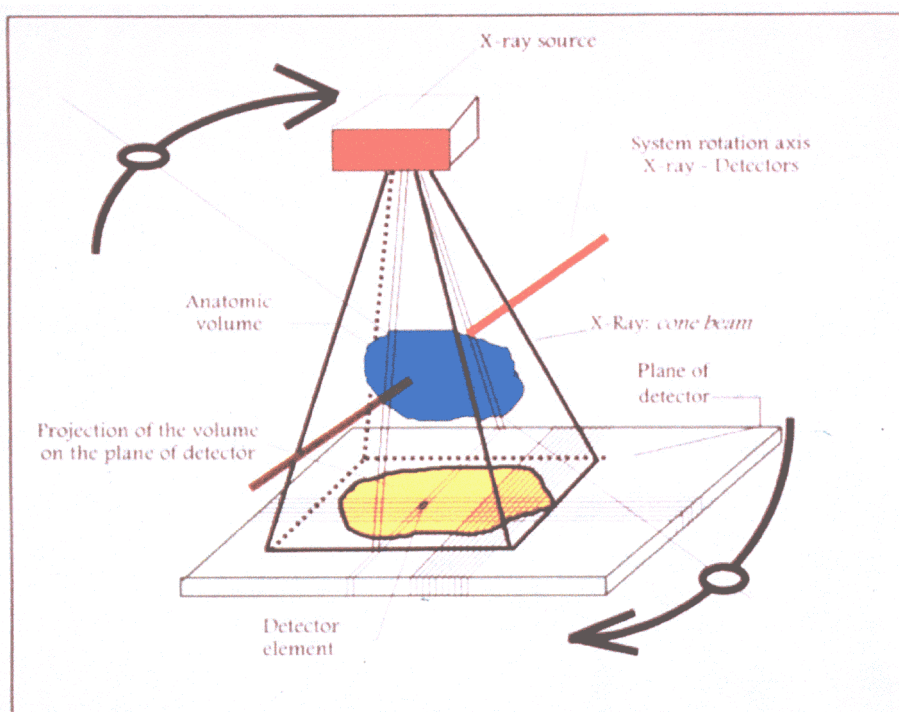


Figura 32. Movimiento que realiza el equipo NewTom de TC de haz cónico.

La TCHC se usaba anteriormente en radioterapia, empleando unidades fluoroscópicas para obtener cortes seccionales del paciente en las mismas condiciones geométricas del tratamiento, en exploración por imagen vascular y en microtomografía (210).

La TC de haz cónico tiene la característica importante de no necesitar una rotación continua, con las grandes complicaciones tecnológicas y de transmisión de datos que esto conlleva.

El sistema NewTom tiene una característica llamada “**haz inteligente**”, gracias a la cual, automáticamente selecciona la intensidad inicial del haz de rayos de acuerdo al tamaño del paciente e incluso varía la intensidad durante la adquisición de la información en función de la densidad de los tejidos atravesados.

El pequeño tamaño del detector de área de rayos X (300 cm^2 y 260.000 pixels) limita la dimensión del volumen de reconstrucción máxima en $15 \times 15\text{ cm}$, por lo que esta técnica se propone únicamente para aplicaciones específicas. Los fabricantes establecieron el tamaño del voxel en $0.3 \times 0.3 \times 1$ ó 2 ó 3 mm .

Es un equipo de tomografía volumétrica especialmente diseñado y fabricado para el estudio del territorio maxilofacial previo a la inserción de implantes dentales. Se pueden llevar a cabo varias *reconstrucciones primarias* (tomografías axiales) usando ángulos diferentes y/o distintos volúmenes. A partir de éstas es posible obtener *reconstrucciones secundarias* al igual que con otros sistemas: imágenes axiales seleccionadas, cortes transversales, imágenes panorámicas y reconstrucciones tridimensionales a partir de la información bruta de una sola adquisición (211).

La reconstrucción del volumen se obtiene por medio de una versión modificada del tradicional algoritmo de Fredkamp, que minimiza los artefactos en planos lejanos al plano axial central.

Las características técnicas se especificaron ampliamente en el apartado de “material y metodología”. El equipo emplea una diferencia de potencial para la fuente radiológica de 110 kV y la corriente del ánodo o intensidad del haz de rayos se establece automáticamente, hasta un máximo de 15 mA, de acuerdo con

el tamaño del paciente (espesor de los tejidos) para limitar las dosis de radiación absorbidas por el mismo.

El miliamperaje (mA) es muy reducido puesto que a menor diferencia en la atenuación de los tejidos a los rayos X, mayor deberá ser el mA. Para diferencias altas como ocurre con el hueso y los tejidos blandos, el mA puede ser menor. Para determinar el volumen óseo los valores de mAs pueden ser bajos, pero si se quiere valorar la calidad ósea, el mA deberá ser mayor (69).

Además, por sus características técnicas son equipos de muy alta velocidad y las funciones normales se pueden obtener con menos requerimientos tecnológicos y, por lo tanto, con menos costes de producción y mantenimiento.

El sistema emplea una estación de trabajo compatible con Windows NT, además de un pentium Intel y procesador Alpha-Digital. Con este Pentium 6 pro PC - Intel de 200 mhz y de 128 Mb de RAM, la reconstrucción primaria de 30 cortes axiales requiere alrededor de diez minutos. Por el contrario, las reconstrucciones secundarias se ejecutan en tiempo real.

El software del NewTom tiene una opción especial que permite señalar, por medio de un marcador de color, un detalle anatómico en un corte para que automáticamente se marque en todas las otras imágenes en 2D. Ésto puede resultar útil, por ejemplo, para señalar el trayecto del nervio dentario inferior o la emergencia del nervio mentoniano (208) (209).

La **precisión geométrica**, que es esencial en el diagnóstico por imagen preimplantológico, la comprobaron Mozzo y col. en 1998 (209) en un estudio in vitro por medio de un fantomas fabricado con un cilindro de polimetacrilato de 16

cm de diámetro y 20 cm de altura, que contenía dos círculos concéntricos de un plástico equivalente al hueso. Estas piezas simulan las paredes corticales del hueso mandibular.

Realizaron dos exámenes con un equipo NewTom. Uno con el fantomas en posición horizontal y el otro con el fantomas inclinado en un ángulo de 30°. En ambos casos se midieron los siguientes parámetros:

- Grosor interno y externo en las imágenes axiales.
- Grosor interno y externo en los cortes transversales.
- Altura en la imagen panorámica.

Todas las mediciones se repitieron en tres puntos diferentes, a 0°, 90° y 270°. Se consideró el valor medio de las tres mediciones. La diferencia máxima entre el valor real y la media de los valores registrados fue del 0.8 - 1 % en las medidas de espesor y del 2.2 % en los valores de altura.

La **dosis de radiación** absorbida se evaluó por medio de un fantomas dosimétrico con las mismas dimensiones externas del fantomas anterior y que contenía huecos para los dosímetros de termoluminiscencia (TLD). Se recogieron los niveles de dosis profunda y superficial a 0°, 90°, 180° y 270°. La dosis máxima registrada de dosis profunda fue de 2 mSv.

Se realizó el mismo examen también con TC convencional (Somatom-Plus, Siemens) y con el programa DentaScan con los parámetros de 120 kV y 330 mA. La dosis profunda de radiación máxima con este equipo fue de 30 mSv. Esto significa que la dosis de radiación emitida por el equipo NewTom resultó ser alrededor de 1/6 (el 6,66%) de las dosis emitida por un equipo de TC tradicional.

El hecho de que la TC de haz cónico (TCHC) presente valores más bajos de radiación emitida al paciente se debe a:

- La regulación de la sensibilidad de la unidad para imágenes de tejidos duros.
- La ausencia de solapamiento de las dosis de radiación típico de los equipos tradicionales de TC.
- La optimización de la dosis gracias al haz de rayos inteligente, que hace que la intensidad del mismo se minimice en función de los tejidos atravesados.

Bianchi y Lojacono (208) escribieron en 1998 el único artículo hasta ahora publicado recogiendo las impresiones derivadas del uso clínico de un equipo NewTom de TCHC, prototipo especialmente concebido para investigaciones maxilofaciales. Llevaron a cabo 500 exámenes principalmente con propósitos implantológicos, aunque también de dientes incluídos, quistes, evaluación de senos maxilares para planificación o seguimiento de elevaciones sinusales, estudios de ATM, quistes de retención mucosa, sinusitis, cuerpos extraños, restos radiculares y una miscelánea de otros casos. En todos ellos obtuvieron imágenes reformateadas en 2D y en 3D.

La resolución espacial de alto contraste de las imágenes axiales resultó en general ser más baja que en la TC tradicional y se vio afectada por artefactos circulares. En general, la calidad de las imágenes reformateadas para el diagnóstico preimplantológico resultó comparable a aquellas obtenidas con TC de haz en abanico. Las imágenes reconstruídas en 3D también fueron de buena calidad. En 20 de los 500 casos el examen tuvo que ser repetido debido a movimiento por parte del paciente. Todas las operaciones de reconstrucción secundaria crearon imágenes reformateadas en 2D y 3D casi de forma instantánea.

La TCHC representó correctamente dientes incluídos y cuerpos extraños en el seno maxilar, así como las paredes quísticas. La imagen del líquido o contenido parenquimatoso de los quistes y del seno maxilar fue de bastante inferior calidad en comparación con la TC helicoidal. El contorno del hueso de la ATM se representó de forma imprecisa, así como su estructura interna. La relación articular se pudo fácilmente demostrar gracias a las imágenes sagitales y coronales rápidamente reformateadas siguiendo el eje axial del cóndilo.

Al comparar los tipos de escáner disponibles, se puede afirmar que los artefactos circulares típicos con efecto sobre las imágenes de TCHC pueden reducir el valor diagnóstico del examen. La resolución espacial de alto contraste de las imágenes axiales es en general inferior que en la TC tradicional debido al tratamiento de la información bruta destinado a corregir la distorsión geométrica del detector.

Sin embargo, la calidad de las imágenes reformateadas es comparable a aquellas de la TC de haz en abanico. Esto se puede explicar por la ausencia de artefactos debido a la incorrecta alineación de los cortes derivada del posible movimiento del paciente. Además en la TCHC la resolución espacial es casi la misma en todas las direcciones mientras que en la TC de haz en abanico hay una pérdida de resolución del sistema en la dirección del reformateado transversal que depende del solapamiento de la radiación de los cortes.

Además, en la TC de haz de rayos en abanico el tubo se gasta porque la mayoría del haz no se emplea y porque se requieren varias exposiciones para analizar la misma extensión de volumen que el haz cónico explora en una sola rotación.

El crecimiento de la demanda de imágenes de estructuras dentales y maxilofaciales, especialmente en el diagnóstico preimplantológico, justifica el disponer de sistemas de TC especializados. Los resultados preliminares Bianchi y Lojacono (208) y de Mozzo y col. (209) confirman las ventajas del equipo NewTom. La calidad de imagen resulta suficiente para las necesidades diagnósticas específicas y la precisión geométrica es excelente. Además, el tiempo de examen es muy corto y la dosis de radiación es significativamente más baja de lo esperado. Estas características, junto con la facilidad de manejo y el coste bajo de adquisición y mantenimiento, hacen del NewTom un equipo apropiado, de aplicación fuera incluso de los centros de diagnóstico principales.

Como conclusión, considerando la baja dosis relativa y costes limitados de la TCHC, su explotación mayor puede ser propuesta inmediatamente después o como complemento a la radiografía panorámica no sólo para planificación implantológica, sino también en el estudio de diversas patologías.

Sin embargo, por sus limitaciones se plantea la necesidad de desarrollar nuevos procedimientos o mejoras en el programa informático para que el equipo NewTom sea cada vez más eficaz y sus imágenes de mayor resolución sin necesidad de aumentar las dosis de radiación.

3. CALIDAD ÓSEA.

El conocer la **calidad ósea** prequirúrgicamente determinará el diseño y las características de superficie del implante, así como la estrategia quirúrgica a seguir. Todos los estudios revisados sugieren que la calidad ósea está controlada por variables fisiológicas independientes (59).

Además el conocimiento de los rasgos característicos del hueso trabecular en mandíbulas edéntulas atróficas está teniendo cada vez más importancia principalmente por el aumento del número de pacientes mayores subsidiarios de ser tratados con implantes (82).

Aunque no está claro que la masa ósea en la mandíbula y el maxilar se correlacionan con la del resto de huesos del organismo, Von Wowern y col. (212) demostraron que el contenido mineral del hueso mandibular decrece con la edad y que es menor en mujeres mayores que en varones.

La región anterior mandibular generalmente tiene la densidad ósea mayor de toda la boca y puede albergar implantes más largos por la ausencia de estructuras anatómicas que obstaculicen. Como resultado, el pronóstico para una prótesis implanto-retenida y/o soportada correctamente diseñada es normalmente muy favorable (59).

Estudios retrospectivos acerca del pronóstico de los implantes han demostrado un excelente índice de supervivencia en esta región (15) (59) (60) (95) (100). El éxito es menor en la zona posterior de la mandíbula e incluso menor en la región posterior del maxilar superior. Parte de las razones de esta diferencia se debe a que las regiones posteriores de la mandíbula y del maxilar tienen más limitaciones anatómicas y una calidad ósea más pobre (58).

Truhlar y col. (213) registraron 69 fracasos sobre 2633 implantes del sistema Spectra en el momento de la segunda fase quirúrgica. El índice total de fracasos fue del 2.6 %, siendo de 3.6 % en hueso tipo 1, de 2.4 % para el tipo 2, de 2.5 % en el hueso tipo 3 y de 3.1 % en el tipo 4.

El maxilar inferior atrófico muy reabsorbido suele ser un hueso denso, casi totalmente cortical, de ahí que sea tan elevado el riesgo de provocar una lesión térmica (214). Además, dada la naturaleza isquémica y la reducida capacidad de cicatrización del hueso, Worthington y Rubenstein hacen las siguientes recomendaciones para el tratamiento de un maxilar inferior atrófico (84):

- Utilizar menos implantes de lo normal. De este modo, se reduce el volumen de material extraño y no se debilita tanto la mandíbula.
- Insertar fijaciones en un arco, evitando la formación en línea recta. Así se consiguen unas condiciones biomecánicas más favorables para tolerar un cantilever posterior.
- Si el hueso es denso, usar una fresa de calibre algo mayor antes de aterrajear la rosca, refrigerando la zona con abundante irrigación.
- Dejar transcurrir un periodo de cicatrización mayor de lo normal antes de proceder a conectar los pilares.
- Evitar los micromovimientos de los implantes limitando el uso de la prótesis inferior durante las dos o tres semanas posteriores a la inserción de las fijaciones.
- Llevar a cabo una carga progresiva de los implantes.

Kido y col. (58) realizaron un estudio para medir la movilidad inmediata y la resistencia de retirada de implantes insertados en mandíbulas de cinco cadáveres, y así determinar cómo el diámetro del implante y la calidad ósea pueden afectar a la estabilidad mecánica primaria. El estudio demostró que la fuerza necesaria para retirar los implantes de diámetro ancho (4.5 mm) era mayor que para los estrechos (3.25 mm), pero la diferencia no era estadísticamente significativa. Sin embargo, la diferencia sí era estadísticamente significativa en relación con la densidad ósea, por lo que este estudio sugiere que la calidad del

hueso que rodea al implante tiene un efecto significativo en la estabilidad inicial del mismo. Por lo tanto resulta importante el diagnóstico prequirúrgico de la calidad ósea para obtener una estimación adecuada de la estabilidad inicial esperada de las fijaciones.

Ulm y col. (82) analizaron mediante microscopía electrónica el patrón trabecular de 20 mandíbulas de cadáveres, 10 de varones y 10 de mujeres, en el área del primer premolar. La evaluación morfológica del hueso reveló que los tipos 2 y 3 de la clasificación de *Lekholm* y *Zarb* predominaban en todos los cortes examinados. El 50 % de los casos tenían una clase 2, el 35 % clase 3, el 5 % clase 1 y el 10 % clase 4.

El volumen de trabeculado óseo resultó ser menor en las mujeres que en los varones, aunque esta diferencia no fue estadísticamente significativa. Además observaron también un marcado engrosamiento del hueso esponjoso, incluso casi reemplazo completo por hueso compacto nuevo en las mandíbulas edéntulas. Explican estos resultados con la reducción y atrofia que sufre el hueso encabezado por el descenso del momento de resistencia.

Los medios de valoración prequirúrgica de la calidad ósea siguen basándose fundamentalmente en la radiología y en el análisis subjetivo de ésta por el examinador (64). Pero no siempre es posible dilucidar las características de la calidad ósea a partir de los exámenes radiográficos convencionales porque la capa cortical de la superficie del reborde residual puede enmascarar la verdadera densidad ósea de las zonas internas del mismo (40) (215).

En el presente estudio no se ha encontrado concordancia en la valoración de la densidad ósea mediante la Rx panorámica y la TC. La superposición de las

capas de tejido óseo en la radiografía convencional dificulta la interpretación correcta de este parámetro.

Para algunos autores como Madrid C. y col. (46), Truhlar y col. (59), Slaughter y col. (79) y Taguchi y col. (216) es posible valorar, aunque de manera aproximativa, la calidad del hueso alveolar residual a partir de los cortes de TC. Muchas veces estas informaciones son suficientes y corroboradas por la impresión clínica del cirujano, aunque de vez en cuando puedan existir discrepancias entre el aspecto de las imágenes y la percepción real del profesional.

Junto a esta valoración cualitativa resulta posible también cuantificar variaciones en la densidad ósea con gran precisión. Mediante el análisis densitométrico de la imagen apoyado por el uso del ordenador midiendo la absorción de rayos X, puede determinarse con un alto grado de sensibilidad y especificidad la pérdida de masa ósea (47) (40) (81).

Devlin y col. (92) realizaron un estudio comparativo de la densidad mineral ósea del maxilar y de la mandíbula sobre 39 pacientes mediante un densitómetro basado en el análisis computarizado de la absorción de rayos X por los tejidos. Concluyeron que la densidad mineral ósea del maxilar en cualquier localización es significativamente menor que en el cuerpo mandibular y que los cambios producidos por la edad en la estructura ósea difieren según la localización y sólo el cuerpo mandibular y la región anterior del maxilar revelaron una relación significativa con la edad, aunque estos hallazgos estén basados en un número pequeño de pacientes mayores, por lo que quizás si se examinara una muestra mayor en número de pacientes, la relación entre la edad y otras localizaciones podría ser más significativa.

Von Wowern y Stoltze (212) demostraron que la porosidad cortical mandibular aumenta con la edad, pero que la masa ósea trabecular no se correlaciona con la misma. En nuestro estudio tampoco se encontró relación significativa entre la edad del paciente y la calidad ósea en esta región, coincidiendo con los resultados de estos autores y con los de Devlin y col. (92).

Aunque algunos autores han relacionado la severidad de la reabsorción mandibular con el grado de osteoporosis, como Law y col. (217), otros, como Atwood (55) y Klemetti y Vainio (107) han confirmado que la pérdida ósea depende más de factores locales como es el tiempo de edentación.

La densidad ósea mandibular, valorada mediante TC cuantitativa fue correlacionada con el grado de reabsorción del reborde en 17 pacientes parcialmente desdentados en el estudio que publicaron Procchio y col. (215) en 1999. La falta de relación estadísticamente significativa entre ambos parámetros probablemente indica que la calidad ósea mandibular no condiciona la extensión de la pérdida de hueso en el proceso alveolar residual.

La asociación estadísticamente significativa que sí hallaron entre los valores de densidad del hueso mandibular y el sexo, con valores más bajos en las mujeres, confirma que éste y los factores adscritos a él (factores hormonales y fuerza de los músculos masticatorios) influyen en el grado de mineralización de la mandíbula, conclusión que coincide con la publicada por Solar y col. (218).

Sin embargo, en nuestro estudio no encontramos relación estadísticamente significativa entre el sexo y la calidad ósea del sector intermentoniano, dependiendo ésta más de la localización anatómica dentro de esta área.

Truhlar y col. (59) determinaron radiográfica y quirúrgicamente, según la sensación táctil de resistencia de corte y fuerza requerida durante las preparaciones, la calidad ósea según la clasificación de *Lekholm y Zarb* (6) en 2910 áreas donde insertaron fijaciones. La calidad tipo 2 fue la de mayor prevalencia en toda la arcada mandibular. En la región anterior mandibular (876) el 20 % de las zonas evaluadas tenía tipo 1, el 64 % tipo 2, y el 14 % tipo 3 y el 1.8 % tipo 4.

En su estudio consideran de forma independiente cada área en donde se insertó un implante, aunque algunas de éstas puedan pertenecer al mismo paciente y no especifican el tipo de radiografía que emplean para el estudio. Hallaron también que en los varones la prevalencia del tipo 1 y 4 era similar, mientras que en las mujeres el tipo 1 fue más frecuente que el 4, aunque la diferencia no fue estadísticamente significativa.

Los resultados son similares a los obtenidos por Johns y col. (64) que registraron un 7 % de hueso tipo 1, un 42 % de tipo 2, un 45 % de tipo 3 y un 7 % tipo 4 en toda la arcada mandibular. Las discrepancias entre estos dos estudios pueden reflejar las diferencias en la subjetividad del observador, los criterios de selección de las áreas de estudio y de los pacientes (59).

Estos resultados discrepan en parte a los registrados en nuestro estudio con el equipo NewTom, en el que no se recogió ninguna área de hueso tipo 4. Esto puede deberse a que sólo el área intermentoniana fue analizada. La concordancia fue muy alta entre los valores registrados a uno y otro lado de la mandíbula tanto con esta prueba, como con la Rx panorámica.

Además se detectó diferencia significativa en cuanto a la densidad ósea entre la zona de emergencia del nervio mentoniano (10% de hueso tipo 3, 80 % del tipo 2 y 10 % del tipo 1), el área situada 1 cm a cada lado de la línea media (72% de hueso tipo 2 y 28 % del tipo 1) y entre la región de la línea media (18% de hueso tipo 2 y 82% del tipo 1), todas ellas valoradas a través de las imágenes transversales del NewTom.

Debido a esta diferencia que existe entre la zona más anterior y las más extremas, nuestros resultados no son comparables a los de los otros autores, que evalúan la calidad ósea mandibular en toda su extensión.

Takaoka (219) realizó un estudio con el propósito de desarrollar un sistema de medición de la densidad mineral ósea (DMO) empleando TC y analizando la distribución de la DMO en mandíbulas edéntulas de cinco cadáveres. Se realizaron cortes radiográficos transversales secuenciales de 2 a 3 mm de espesor. Coincidiendo con nuestros resultados, la DMO variaba de corte a corte, disminuyendo de anterior a posterior tanto en el hueso cortical, como trabecular de la porción inferior y lingual de la mandíbula. La DMO del hueso trabecular bucal era mayor que el lingual y permanecía casi constante a lo largo de todos los cortes. Sin embargo, la DMO del hueso cortical bucal mostraba un ligero aumento hacia posterior.

Por lo tanto se puede prever una fijación de los implantes más estable insertando éstos hacia lingual en zonas más anteriores de la mandíbula y sobre hueso esponjoso bucal en zonas medio-posteriores.

Aunque la determinación de la calidad ósea mediante radiografía y sensación de tacto está basada en la subjetividad del profesional, su correcta

evaluación en el área a intervenir puede ayudar a predecir el éxito del tratamiento. Las investigaciones in vitro recientes tienden a desarrollar métodos más objetivos para determinar la densidad ósea en el lugar de la osteotomía, midiendo la resistencia al fresado y el torque que ofrece el hueso (en julios por milímetro cúbico), pero estos métodos son intraoperatorios y lo fundamental es diagnosticarlo previamente, para así seleccionar el diseño macro y microscópico del implante (59).

El equipo NewTom, ideado para visualizar tejido óseo, aporta la sensibilidad suficiente para detectar la depreciación en cuanto a densidad ósea desde la línea media del paciente a regiones más posteriores dentro del área intermentoniana.

4. ANATOMÍA INTERMENTONIANA.

Las estructuras anatómicas que posiblemente más atención merecen desde el punto de vista quirúrgico por las complicaciones que de su lesión se pueden derivar, son el nervio dentario inferior y el mentoniano. Cuanto mayor sea el margen de acercamiento a dichas estructuras, más limitamos la disponibilidad ósea para nuestras fijaciones.

Las alteraciones en la sensibilidad del labio inferior pueden tener diferentes causas. En pacientes con reabsorción ósea mandibular severa la presión de la prótesis sobre el nervio mentoniano situado sobre la cresta puede ocasionar alteraciones neurosensoriales. Otras causas pueden ser la tracción del nervio con los separadores durante la cirugía implantológica, la presión del mismo por el

edema reactivo a la intervención o a la presión ocasionada por el hematoma o la cicatriz.

La cirugía implantológica implica despegamiento mucoperióstico, remodelado óseo e inserción de las fijaciones cerca del orificio mentoniano, por lo que hay que tener en cuenta sus posibles alteraciones sensoriales. Este tipo de alteración es, en la mayoría de los casos, reversible. Si los implantes se insertan cerca del paquete vasculonervioso sin llegar a lesionarlo, el paciente puede experimentar la sensibilidad alterada a intervalos irregulares, como por ejemplo al exponerse a temperaturas extremas durante la masticación (56).

Otra posibilidad es una lesión no intencionada del nervio dentario o de su bucle durante la cirugía. Este tipo de daño puede causar un déficit neurosensorial permanente o incluso sensación de dolor (220).

Según Wismeijer y col. (56) contrario a lo esperado, más pacientes presentan alteraciones sensoriales del labio inferior por prótesis inadecuadas (25%) que inmediatamente o 19 meses después de un tratamiento con implantes. Esto se explica por la presión de la prótesis en el área del orificio mentoniano provocando su irritación.

Con el avance de las técnicas de implantología se ha incrementado la posibilidad de realizar procedimientos quirúrgicos cerca del agujero mentoniano (57) y la estructura anatómica entendida como bucle del mentoniano ha tenido poca importancia hasta la popularidad de dichos tratamientos. Por lo tanto, para prevenir la aparición de cualquier complicación neurológica, es importante localizar de la forma más exacta posible la posición del nervio mentoniano, su orificio de salida y el bucle del mismo antes del tratamiento.

Para fabricar una prótesis fija inferior, procedimiento reconstructivo comúnmente realizado, es necesario insertar cinco o seis implantes entre los orificios mentonianos de una mandíbula edéntula. La prótesis completa implanto-soportada se debe extender posteriormente hasta una longitud adecuada para ofrecer contactos funcionales suficientes con la arcada dentaria antagonista.

El implante más distal debe situarse lo más cerca posible del paquete vasculonervioso mentoniano sin riesgo de lesión iatrogénica. Esto maximiza la distancia entre el implante anterior y el posterior y permite extender el cantilever distal de la prótesis tanto como sea posible biomecánicamente.

De esta forma resulta de gran interés la anatomía de la ramificación del nervio dentario inferior. La mayoría de los estudios anatómicos de éste área están realizados con métodos radiográficos y sobre mandíbulas resecadas, lo que tiene poca utilidad para el profesional porque son estudios más enfocados a analizar el canal óseo que el paquete vasculonervioso de tejido blando (221).

Por otra parte, la anatomía tridimensional de la ramificación del nervio dentario inferior complica su medición, puesto que ésta se encuentra inferior, anterior y medial al foramen mentoniano. Aunque la conformación más frecuente de la ramificación es la estructura en forma de "T", donde la rama incisiva es más fina o de igual diámetro que el nervio principal, también es frecuente la bifurcación en forma de "Y", donde el nervio incisivo es casi una prolongación del nervio dentario inferior.

Wadu y col. (222) llevaron a cabo un estudio anatómico sobre 29 mandíbulas de cadáveres. Las disecciones realizadas revelaron que en todos los casos el nervio dentario inferior se dividía en dos ramas, el **nervio mentoniano** y

el **nervio incisivo** en la región molar antes de alcanzar el orificio mentoniano. En los especímenes dentados, el nervio describe dos curvas de concavidad superior, una entre el orificio mandibular y el mentoniano y otra entre el orificio mentoniano y los ápices de los incisivos. A diferencia de los resultados obtenidos por los anteriores autores, éstos concluyeron que en los pacientes edéntulos, el paquete vasculonervioso se reduce de tamaño notablemente, y aunque se distinguen algunas fibras nerviosas, el componente vascular parece atrofiarse según la identificación macroscópica.

Wismeijer y col. (56) realizaron un estudio sobre 110 pacientes edéntulos con pérdida ósea severa mandibular tratados con sobredentadura sobre dos o cuatro implantes. En un estudio anterior realizado por Bavitz y col. (220) sobre cadáveres concluyeron que el nervio mandibular no hace realmente ese bucle extremo mesial que uno puede esperar al observar las radiografías en esa zona. Se puede evitar una lesión del paquete vasculonervioso mentoniano si el espacio entre el borde anterior del orificio mentoniano y el último implante es mayor a 1 mm, porque lo más anterior que se encontró al nervio mentoniano fue 1 mm mesial al aspecto más anterior del foramen. Como esto no es prebisible, Wismeijer y col. (56), aún dejando 3 mm de margen en su protocolo de estudio, tuvieron en sus resultados alteraciones sensoriales en el labio inferior transcurridos 16 meses de la intervención en un 7 %.

Los resultados del estudio también mostraron que aquellos pacientes que presentaban alteraciones sensoriales en el labio antes de la inserción de las fijaciones y de la colocación de la prótesis en la mayoría de los casos éstas desaparecían tras el tratamiento

Además Bavitz y col. no encontraron correlación entre la radiografía y las observaciones clínicas acerca del **orificio** y del posible **bucle mentoniano**. Radiográficamente el paquete vasculonervioso se extendía una media de 2 mm anterior al nervio mentoniano, 2.3 mm en mandíbulas dentadas y 1.9 mm en mandíbulas desdentadas. Sin embargo, en la osteometría directa observaron que no se extendía más de 0.5 mm en mandíbulas dentadas y 0 mm en desdentadas. Por lo tanto parece existir una tendencia clara a sobrestimar la longitud del bucle anterior en los exámenes radiográficos.

Para estos autores lo que se entiende por bucle puede realmente representar parte de un canal incisivo bien definido. Otra interpretación que dan a la radiolucidez que existe anterior al orificio mentoniano es que pueda ser un artefacto radiográfico causado por la línea milohioidea y/o una fosa sublingual profunda (220).

Rosenquist (80) realizó un estudio descriptivo intraquirúrgico de la bifurcación del nervio dentario inferior en sus ramas mentoniana e incisiva sobre 58 pacientes. El objetivo del estudio fue establecer la longitud real del bucle anterior que hace el nervio dentario inferior antes de su emergencia por el orificio mentoniano. La longitud encontrada osciló entre 0 y 1 mm, coincidiendo con los resultados de Bavitz y col (205). En el 74 % de los pacientes no se encontró ningún acodamiento, en el 22 % el bucle era de 0.5 mm de longitud y en dos pacientes (3.4 %) de 1 mm. La longitud media registrada fue de 0.15 mm.

Los resultados de estos dos estudios coinciden en concluir que no se encontró un bucle mentoniano mayor de 1 mm y que los implantes pueden insertarse con seguridad a 1 mm del orificio mentoniano. Sin embargo, esta

recomendación no tiene en cuenta la ramificación anterior del nervio dentario inferior, que puede ser de diámetro considerable como demostró Rosenquist.

Aunque en la mayoría de las radiografías panorámicas se pueden observar las marcas radiográficas del **orificio mentoniano**, la apariencia de estas marcas varía con cualquier cambio en las condiciones de la radiografía (78).

En un estudio realizado por Yosue y col. (57) éstos analizaron la apariencia y localización del agujero mentoniano en radiografías panorámicas de 297 pacientes. La forma de visualización radiológica del foramen más frecuente fue la *separada* con una prevalencia del 43 %. La forma *difusa* se detectó en el 24 % de las imágenes y la forma *continua* en el 21 %. En el 12 % de las radiografías el orificio mentoniano no pudo ser identificado.

Un hallazgo interesante es que en los varones había una incidencia mayor del tipo difuso y no identificado del orificio mentoniano que en las mujeres. Esto puede deberse a que si el hueso cortical lingual es lo suficientemente grueso, el conducto y el agujero mentoniano no hacen descender el contenido mineral óseo global lo suficiente para que sean visibles.

A diferencia de estos resultados, en nuestro estudio en un 20% de los casos en el lado derecho y un 22% en el lado izquierdo no se pudo identificar el agujero mentoniano. La forma más frecuente fue la *difusa* con un porcentaje del 42% en el lado derecho y del 38% en el lado izquierdo, seguida de la forma *continua*, que se determinó en el 26 % de las imágenes del lado derecho y en el 30 % de las del lado izquierdo. La forma menos frecuente fue la *separada* con un porcentaje de presentación del 12 % en el lado derecho y del 10 % en el lado contrario.

Las diferencias en los resultados de ambos estudios pueden ser debidas a que Yosue y col. analizaron la visualización de los dos orificios de cada paciente de forma independiente, a que incluyeron en el estudio pacientes con dentición temporal, a que el ortopantomógrafo y las características técnicas de éste fueron diferentes en cada estudio y a la interpretación subjetiva del examinador.

Una de las razones que sugieren Yosue y col. de la falta de visualización de ciertos orificios mentonianos es la gran densidad radiográfica en el área del foramen. En otro estudio suyo (78) realizado sobre cráneos resecados demostraron que el agujero mentoniano se identificaba fácilmente en radiografías claras, pero según aumenta la densidad de las mismas resulta más difícil de identificar hasta que desaparece. De esta forma concluyeron que la posible ausencia de foramen mentoniano en las radiografías panorámicas se debe a incapacidad de distinguirlo entre el patrón trabecular de pacientes dentados, al hueso mandibular fino en pacientes desdentados y/o a radiografías excesivamente oscuras.

Además compararon la posición de la mandíbula durante el examen radiográfico con la forma de visualización del orificio mentoniano. Aunque ésta variaba según la posición, concluyeron que no existía ningún tipo de apariencia asociado significativamente a una determinada posición del cráneo. Sus resultados de este nuevo estudio fueron diferentes. En todas las radiografías panorámicas se consiguió identificar el orificio mentoniano; la apariencia más frecuente fue la *separada* (53%), seguida de la *continua* (33%) y la *difusa* (15%).

Sin embargo, Fishel y col. (71) encontraron visible el foramen sólo en el 47% de las radiografías, siendo visible bilateralmente en el 30% de los casos. Y en el estudio que realizó Dhamar (136) sobre un total de 175 radiografías panorámicas concluyó que el orificio mentoniano era visible en el 59 % de los

casos. Se realizaron 75 radiografías inclinando la cabeza del paciente aproximadamente 5 grados inferiormente con respecto a la referencia anteriormente tomada (plano de Frankfort) y con esta modificación el agujero mentoniano fue visible en el 94 % de los casos a pesar del efecto de sumación de estructuras.

Luego, la visualización del orificio mentoniano en la radiografía panorámica depende de factores técnicos del equipo, de la calidad de la imagen, del patrón óseo del paciente y de la posición de la mandíbula durante la exploración.

Además en el presente estudio al comparar la visualización del orificio mentoniano en un lado y otro del paciente la concordancia hallada resultó estadísticamente significativa (I.C. = 0.88), aspecto éste que no es analizado en los otros estudios revisados.

Por otra parte, en todos los casos de la muestra fue posible identificar la emergencia del nervio mentoniano en los cortes oblicuos de la TC, excepto en dos de ellos, en los que la presencia de un implante subperióstico en un caso y roscado en el otro, imposibilitaron obtener una imagen nítida de esta estructura.

También se debe tener en consideración en la región anterior de la mandíbula el **plexo nervioso incisivo**, que es una estructura delicada, que normalmente no se detecta en la radiografía convencional o en la tomografía computarizada (223).

Si se fija un implante en contacto con la rama nerviosa incisiva, pueden ocurrir dos complicaciones. La primera, que el implante no se osteointegre debido

a la migración de tejido conectivo alrededor del mismo, como sucede cuando se inserta un implante en contacto con el nervio nasopalatino en el maxilar superior, y la segunda, que el edema del epineuro causado por el trauma del plexo anterior pueda extenderse a la ramificación y causar disfunciones neurosensoriales del nervio principal (80).

En nuestro estudio sólo fue posible visualizar el nervio incisivo en un 25% de los casos tanto en la radiografía panorámica, como en las imágenes panorámicas del NewTom. En estos casos la media de longitud fue de 8.1 mm en el lado derecho y 6.8 mm en el izquierdo medida en la Rx panorámica y de 10.6 mm y 9.6 mm a cada lado medida en la TC.

Estas diferencias en las longitudes registradas, tanto en la Rx panorámica, como en la TC, a ambos lados del paciente no fueron estadísticamente significativas. Tampoco resultaron significativas las diferencias al comparar la longitud del nervio incisivo de cada lado con una y otra técnica.

Sin embargo, se puede afirmar que existe una correlación muy significativa entre la posibilidad de visualizar el nervio incisivo a uno y otro lado y con una y otra técnica. Esto es, cuando se localiza el nervio incisivo en un lado del paciente y con una exploración, con alta probabilidad se observará en el otro lado y con la otra prueba.

Bavitz y col. (220) demostraron que el nervio incisivo existe incluso en mandíbulas edéntulas y puede medir más de 2 mm de diámetro, al igual que las disecciones realizadas por Rosenquist (80) muestran que, próximo a la ramificación, el nervio incisivo es con frecuencia igual de grueso que el nervio

principal. Pero ninguno de estos autores analiza la posibilidad de visualizarlo radiográficamente ni su extensión.

En nuestro estudio la **distancia entre el agujero mentoniano y la línea media** pudimos valorarla sólo en 36 pacientes en la radiografía panorámica, puesto que en el resto de la muestra uno de ellos o ambos no pudieron identificarse. No se encontró diferencia significativa entre la distancia de un orificio y otro a la línea media tanto en la Rx panorámica como en TC, y por lo tanto, los orificios mentonianos se encuentran prácticamente equidistantes de la línea media con una variabilidad de 0.5 ± 2.1 mm en la Rx panorámica y de 0.2 ± 1.4 mm en el NewTom.

La **distancia entre ambos orificios mentonianos** valorada en la Rx panorámica fue de 41.9 ± 7.1 mm y de 46.5 ± 5 mm en el NewTom, es decir, la Rx panorámica valora por defecto la distancia intermentoniana y disponemos de mayor longitud en las mediciones sobre el NewTom. Esta diferencia estadísticamente significativa entre ambas exploraciones pudo deberse a la imposibilidad de determinar con precisión en la TC el punto más mesial del orificio mentoniano, puesto que las imágenes transversales son transparencias de 2 mm de espesor y/o a que la imagen del orificio mentoniano en la panorámica no siempre corresponda a esta estructura en sí.

No se han encontrado otros estudios en la bibliografía que analicen este parámetro con fines implantológicos obtenidas mediante Rx panorámica y TC, por lo que no se pueden cotejar los resultados.

El valor medio del **diámetro mesio-distal del orificio mentoniano** que se encontró en la Rx panorámica fue de 3.3 ± 0.8 mm, mientras que el **diámetro**

craneo-basal medio en la misma prueba fue de 2.7 ± 0.7 mm y de 2.2 ± 0.8 mm el DCB medio registrado con la TC.

Los valores medios del diámetro mesio-distal y craneo-basal fueron casi iguales en la derecha que en la izquierda y tampoco se encontró diferencia significativa entre el DCB medido con la Rx panorámica y con la TC a ambos lados de la línea media.

En uno de sus estudios Yosue y col (57) también valoraron el diámetro craneobasal del foramen mentoniano. La media registrada en el grupo de 297 pacientes fue de 3.5 ± 1.1 mm, y aunque existía una tendencia en las formas difusas a tener un diámetro mayor que en los otros tipos, la diferencia no fue estadísticamente significativa.

Esta diferencia en cuanto al valor medio del DCB registrado en ambos estudios puede explicarse por la diferente posición del cráneo y la angulación del equipo de rayos X durante la exploración.

Aunque se ha escrito en los libros de anatomía que el **agujero mentoniano** se encuentra centrado verticalmente en la mandíbula en pacientes con dentición completa (70) (71), el estudio realizado por Yosue y Brooks (57) valorando la **posición vertical** de éste en radiografías panorámicas reflejó que frecuentemente se sitúa más bajo de lo esperado en estos pacientes. Aunque la angulación vertical de la radiografía panorámica puede ser una razón de esta discrepancia, deben existir otras razones que contribuyen a la posición más baja del agujero mentoniano.

También según Misch (3), coincidiendo con Yosue y Brooks, en la mayoría de las radiografías panorámicas el agujero mentoniano aparece notablemente más cerca del borde inferior de la mandíbula de lo que en realidad se encuentra.

Sin embargo, en otro estudio también publicado por Yosue y col. (78), aunque la posición vertical verdadera del agujero mentoniano medida en fotografías de mandíbulas era también aproximadamente media en el hueso alveolar, la mayoría de las radiografías panorámicas reflejaron el foramen significativamente más cerca de la cresta de lo que realmente era.

Encontraron que sólo en el 28% de los casos el valor del **índice altura parcial / altura basal (AP/AB)** en las radiografías era del $\pm 20\%$ del valor real. Estos hallazgos los explican porque creen que el orificio mentoniano radiográfico puede representar más la imagen de una sección del conducto mentoniano tras abandonar el conducto mandibular que del foramen en sí.

Por otra parte, la posición vertical del foramen variaba considerablemente dentro de la muestra. La forma *separada* del mismo aparecía posicionada más cerca de la cresta mandibular que los otros tipos. También se detectó diferencia significativa en la posición vertical relativa entre pacientes edéntulos y dentados de cualquier edad.

En nuestro estudio el índice AP / AB, que determina la posición vertical relativa del agujero mentoniano, resultó ser igual a ambos lados en la Rx panorámica, 0.9 ± 0.4 , como ocurrió en la TC, en la que el índice fue de 0.6 ± 0.3 . Al comparar los resultados obtenidos con una y otra exploración la diferencia resultó ser estadísticamente significativa. En la Rx panorámica el agujero mentoniano aparece centrado en el cuerpo mandibular al tener el índice AP/AB un

valor muy cercano al 1, sin embargo, según las imágenes transversales del NewTom el orificio se sitúa más alto, en la mitad superior del reborde.

Puesto que a lo largo de todo el estudio no hubo ningún otro parámetro vertical cuya comparación con una y otra exploración fuese estadísticamente significativa, esta discrepancia en la posición vertical del foramen valorada mediante una y otra radiografía confirmaría la idea de otros autores de que la imagen del agujero mentoniano en la Rx panorámica no siempre corresponde a esta estructura en sí. De esta forma el diagnóstico guiado únicamente por Rx panorámica resultaría equívoco en un gran porcentaje de casos.

La gran desviación estándar encontrada en cuanto a la posición vertical del orificio mentoniano se debe a las variaciones en la pérdida de hueso alveolar entre la muestra. En los casos más extremos de reabsorción ósea este nervio en su salida por el orificio mentoniano puede pasar de vestibular a supracrestal, por lo que la altura parcial es de 0 mm (46).

5. DISPONIBILIDAD ÓSEA IMPLANTOLÓGICA.

El estudio de la reducción del reborde alveolar mandibular conlleva una serie de problemas (55) (133):

1. El proceso es casi universal aunque existen variaciones en cuanto a la cantidad y el índice entre individuos.
2. La cantidad de hueso perdida es acumulativa y una sola exploración no revela el índice presente.

3. La pérdida es lenta, por lo que para determinar el índice de reabsorción se deben realizar estudios longitudinales a muy largo plazo.
4. La pérdida ósea puede variar además en diferentes periodos de tiempo y en distintas zonas de la mandíbula dentro del mismo individuo. Por lo tanto, se necesitan lecturas repetidas a intervalos para revelar cambios en la reabsorción.
5. La reabsorción depende de la coexistencia de varios factores y no todos estos factores son fáciles de medir. Parece que la presencia o ausencia de, por ejemplo, la hormona de crecimiento puede resultar extremadamente importante en el índice de reabsorción del reborde residual.

Sólo las imágenes tomográficas permiten evaluar el nivel de reabsorción en sentido transversal (25) (32) (224). Éstas aclaran la ilusión frecuente en la radiología convencional panorámica de una altura crestal conservada cuando en realidad la reabsorción sólo nos ha dejado procesos alveolares altos pero filiformes llegando hasta el extremo de las crestas en “filo de cuchillo”, totalmente inadecuadas para una cirugía implantaria (46).

Tras la extracción dentaria la reabsorción del reborde alveolar tiene lugar según un patrón que resulta en estrechamiento del hueso crestal y en cambios en la forma y angulación del proceso residual (225).

Siguiendo la clasificación de la **cantidad ósea** de *Lekholm y Zarb* (6) en nuestro estudio observamos que la frecuencia de hueso tipo B fue casi constante en toda la región intermentoniana de la muestra (35.2%). El conjunto de huesos de tipo A y B resultó semejante en la derecha, en la línea media y en la izquierda

(50%, 60% y 49% respectivamente), al igual que el conjunto de huesos tipo C y D (44%, 40% y 41% respectivamente).

Sin embargo, a 1 cm a cada lado de la línea media la cantidad ósea registrada fue mayor que en las otras áreas. El hueso tipo A fue el más frecuente (34% y 28%), seguido del conjunto de los tipos C y D (26.5% y 22%). Pocos cortes de hueso tipo E se observaron en todas las áreas de la muestra (3.2%).

La categoría A hace referencia al estado clínico de una reabsorción mínima o nula del hueso alveolar. En esta situación hay un mínimo espacio entre las arcadas, lo que puede constituir una dificultad para el tratamiento con implantes. En los casos de hueso tipo D o E mandibulares hay que tener un excesivo cuidado a la hora de la preparación pues podría producirse recalentamiento del hueso por el fresado o incluso fractura del mismo (5).

También se evaluó la distribución de la **cantidad ósea** de la muestra siguiendo la clasificación de *Atwood* (55), que consideramos más descriptiva. En las áreas donde emerge el nervio mentoniano, el tipo de hueso V fue el más frecuente (38% en la derecha y 36.7% en la izquierda), seguido del tipo III (28% y 35% a cada lado) y seguido por último de los tipos I, II y IV, con porcentajes similares entre ellos (10% de media).

Sin embargo, según nos acercamos a la línea media la frecuencia de los tipos de hueso se va invirtiendo, de tal forma que en esta zona el más frecuente es el tipo IV, o “filo de cuchillo” (40%), seguido de los tipos I, II y V (18%, 16% y 16% respectivamente) y por último del tipo III.

Al igual que ocurría con la calidad ósea, existe relación estadísticamente significativa entre la cantidad ósea de las cinco regiones de estudio entre sí. Además la concordancia entre la valoración de la disponibilidad ósea del lado derecho y del izquierdo y entre la valoración de los cortes a 1 cm de la línea media también resultó significativa.

Tampoco se encontró relación estadística entre la edad del paciente y la disponibilidad ósea, por lo que parece que ésta puede estar relacionada más bien con el tiempo de edentación.

Los primeros parámetros implantológicos que valoramos fueron la **altura ósea total (AT)**, medida sobre el plano vertical, y la **altura ósea máxima (AM)**, medida sobre el eje axial del reborde. Los valores más altos de ambas los encontramos en la línea media y los más bajos se recogieron en las zonas de emergencia del agujero mentoniano, siendo la diferencia entre los extremos y la línea media de 2.5 mm para la AT en la Rx panorámica, 2.3 mm para la AT en la TC y 2.6 mm en el caso de la altura máxima.

Se demostró que la altura total medida en la Rx panorámica equivale a la altura medida en las imágenes de la TC en el plano vertical. Al ser la altura total valorada en la Rx panorámica menor que en el NewTom, 0.2 ± 1.9 mm de media en toda la región intermentoniana, se puede concluir que la ortopantomografía realizada con el equipo Ortofox® subestima las medidas verticales, aunque las diferencias con respecto a la TC no fueron significativas en ninguna área.

Los valores de la altura máxima fueron significativamente mayores que los de la altura total en todas las regiones, puesto que se mide la longitud máxima en el eje axial del reborde.

La altura total a uno y otro lado del paciente medida en la Rx panorámica fue prácticamente igual. En el caso de la altura total valorada en las imágenes del Newtom, las diferencias entre uno y otro lado del paciente resultaron mayores pero no estadísticamente significativas.

En el estudio realizado por Lam y col. (24) en 1995 comparan las medidas obtenidas con TC ortorradial en 2-D con la unidad Siemens Somatom DR CT (Siemens Medical Systems, Iselin, N. Jersey) y reformateadas con el paquete de software ToothPix (Cemax Corp., Fremont, California) similar al sistema Dentscan (General Electrical Medical Systems) y aquellas medidas obtenidas con Rx panorámica en pacientes bajo evaluación preimplantológica. El objetivo del estudio fue demostrar que las medidas de altura ósea realizadas directamente de las radiografías panorámicas o bien sobrestimaban o subestimaban la altura real en comparación con las mediciones obtenidas con la TC.

A diferencia de nuestros resultados, en la mayoría de los casos los valores de altura ósea fueron mayores en las mediciones realizadas en las radiografías panorámicas que en las de la TC. Sus diferencias sí fueron estadísticamente significativas. Las desviaciones estándar de las mediciones de la altura ósea realizadas en las radiografías panorámicas fueron mayores que en las realizadas en la TC. Las mayores diferencias entre las dos técnicas se registraron en regiones donde el hueso remanente era menor de 15 mm.

Si bien no existe unanimidad entre los autores en cuanto al mínimo espesor del tabique óseo remanente lingual o vestibular a los implantes, entre implantes vecinos o junto al periodonto de dientes adyacentes, parece lógico pensar que pequeños espesores de tejido óseo no sean viables y se reabsorban o necrosen, comprometiendo la osteointegración (2).

La decisión de insertar un implante se debe basar siempre en la certeza de que el emplazamiento elegido contiene hueso estructuralmente sano que pueda soportar el proceso de integración. Pero además, la fijación debe quedar rodeada totalmente por hueso. En las vertientes lingual y vestibular es aconsejable que quede al menos 1 a 2 mm de tejido óseo (226), de la misma forma que es conveniente dejar entre 1 y 3 mm de distancia mínima con respecto a las estructuras anatómicas críticas (227).

Según Bolin y col. (123), como los diámetros de los implantes de los distintos sistemas oscilan entre 3 y 5 mm, las dimensiones bucolinguales del hueso alveolar deberán ser de 5 a 6 mm.

En este estudio se valoró la cantidad de **osteotomía** necesaria para que el reborde residual tuviera **5 y 6 mm** de espesor, así como se calibró la altura ósea restante una vez regularizada la cresta hasta alcanzar esos espesores (**altura implantológica I y II**).

Donde más tejido óseo habría que eliminar hasta conseguir un diámetro buco-lingual apto para la inserción de implantes es en la línea media. Hasta 5 mm de diámetro bucolingual, la osteotomía reductora media en esta área fue de 3.5 ± 2.2 mm, de 2.7 ± 2.3 mm a 1 cm a cada lado de esta zona y de 2.2 ± 1.6 mm en las zonas extremas derecha e izquierda, lo que equivale al 13.5 %, 10.5 % y 9.2 % de la altura máxima respectivamente.

Sin embargo, para dejar el reborde alveolar con un espesor de 6 mm, habría que eliminar el 18.5 % de la altura máxima en la zona de la línea media (4.8 ± 3 mm), el 16.2 % a 1 cm a cada lado de esta área (4.1 ± 3.2 mm) y el 12.6 % en las zonas extremas derecha e izquierda.

Aunque la altura del reborde resultó ser mayor en la línea media, una vez que se regulariza la cresta hasta un espesor de 5 mm, en la línea media y a 1 cm a cada lado de ésta la altura residual (**altura implantológica I**) es prácticamente la misma (22.7 ± 4.6 mm), aunque mayor que en los extremos (21.3 ± 5.5 mm).

Sin embargo, al dejar un espesor del proceso alveolar de 6 mm, la disponibilidad ósea (**altura implantológica II**) quedará muy semejante en toda la región intermentoniana (21 ± 5.1 mm). Por lo que se puede concluir que implantológicamente la región anterior mandibular presenta en toda su extensión la misma disponibilidad ósea, ya que tampoco la diferencia en cuanto a la anchura máxima registrada a uno y otro lado de la mandíbula fue estadísticamente significativa, excepto en la línea media (13 ± 2 mm), donde se registró un espesor mayor debido a la presencia de las apófisis geni.

No se ha encontrado en la revisión bibliográfica ningún artículo publicado que analice este tipo de parámetros, por lo que no podemos contrastar nuestros resultados con los de ningún otro autor.

En cuanto a la **anchura mínima**, el 20 % de la muestra presentaba algún estrechamiento en una o más áreas de estudio, bien vestibular o lingual, que dejaba al reborde residual con un diámetro menor de 6 mm, pudiendo comprometer de este modo la inserción de fijaciones. Luego resulta fundamental obtener cortes tomográficos de esta área previo al tratamiento implantológico, para así poder diagnosticar estas posibles concavidades, imposibles de detectar mediante radiografía convencional.

Al comparar los tipos de cantidad ósea con la osteotomía reductora hasta 5 y 6 mm de espesor encontramos relación estadísticamente, por lo que se tratan de

variables dependientes. Para ambos espesores la osteotomía reductora necesaria para el hueso tipo IV es estadísticamente diferente y mayor de la necesaria en los huesos tipo I, II y III, y ésta a su vez es mayor que en los huesos tipo V y VI.

Estos resultados confirman la fiabilidad de la determinación de forma subjetiva de la cantidad ósea por parte del examinador.

7. CONCLUSIONES

1. Existe diferencia estadísticamente significativa entre las mediciones mandibulares obtenidas con el equipo Ortofox® y el NewTom® de TC en la valoración de la calidad ósea, la posición vertical relativa del agujero mentoniano y la distancia entre ambos orificios.
2. Para todos los parámetros categóricos y no categóricos estudiados, la correlación a uno y otro lado de la línea media mandibular resultó muy significativa, por lo que existe simetría en la localización de estructuras anatómicas, en el patrón de reabsorción del reborde y en la densidad ósea a pesar de que existan factores que puedan influir sobre estos parámetros.
3. En el 21% de los casos el orificio mentoniano no pudo ser identificado en la radiografía panorámica. La forma más observada fue la *difusa* y la menos la *separada*, dependiendo su visualización de la calidad de la imagen y del patrón óseo del paciente. En todos los casos resultó posible identificarlo en los cortes oblicuos de la TC, excepto en dos imágenes poco nítidas por la presencia de implantes. La distancia entre ambos orificios mentonianos valorada en la Rx panorámica fue de 41.9 ± 7.1 mm y de 46.5 ± 5 mm en el NewTom.
4. La ortopantomografía realizada con el equipo Ortofox® subestima las medidas verticales, aunque las diferencias con la TC no fueron significativas. Hasta lograr un reborde alveolar de 5 mm de espesor, la osteotomía reductora media necesaria es del 11.1% de la altura máxima y hasta 6 mm de espesor del 15.8%, quedando en este caso la disponibilidad ósea muy semejante en toda la región intermentoniana.

5. Las imágenes panorámicas no cumplen los requisitos de una técnica de imagen única y sólo las imágenes tomográficas permiten evaluar el nivel de reabsorción en sentido transversal. La suficiente calidad de imagen y excelente precisión geométrica, junto con las bajas dosis de radiación, reducidos tiempo y coste de la exploración, hacen del equipo NewTom de TC un sistema complementario ideal en el diagnóstico preimplantológico del sector anterior mandibular.

8. BIBLIOGRAFÍA

1. Donado Rodríguez M y cols. Cirugía Bucal: Patología y Técnica. 2ª ed. Masson: Madrid, 1998.
2. Herrero M, Herrero F. Atlas de procedimientos clínicos en implantología oral. Ed. TRP: Madrid, 1995.
3. Misch CE. Implantología contemporánea. Ed. Mosby: Londres, 1995.
4. Beumer J, Lewis SG. Sistema de implantes Branemark. Procedimientos clínicos y de laboratorio. Ed. Espaxs: Barcelona, 1991.
5. Hobo S, Ichida E, García LT. Osteointegración y rehabilitación oclusal. Ed. Quintessence: Madrid, 1997.
6. Lekholm U, Zarb A. Patient selection and preparation. In: Branemark PI, Zarb GA, Albrektsson T, editors. Tissue-integrated prostheses. Osseointegration in clinical dentistry. Chicago: Quintessence Books, 1985: 199-211.
7. Trayter Jiménez R. Selección de pacientes candidatos a implantes. Rev Esp Odontoestomat Implant 1999; 7: 71-6
8. Babbush CA. Valoración y selección de los pacientes candidatos al implante endoóseo. En: Implantes dentales endoóseos. Ed. Mosby: Barcelona, 1993.
9. Cuadrado L. Estudio radiológico para el paciente candidato a implantes. El mundo dental 1992; 1: 31-45.
10. Gher ME, Richardson AC. The accuracy of dental radiographic techniques used for evaluation of implant fixture placement. Int J Periodontics Restorative Dent 1995; 15: 268-83.
11. Matteson SR. Radiographic guidelines for edentulous patients. Oral Surg Oral Med Oral Pathol 1997; 83: 624-6.

12. Reiskin AB. Estudio por imagen de los implantes: situación actual, controversias y novedades. *Dent Clin North Am* 1998; 42: 51-61.
13. Reddy MS, Mayfield-Donahoo T, Vanderven FJ, Jeffcoat MK. A comparison of the diagnostic advantages of panoramic radiography and computed tomography scanning for placement of root form dental implants. *Clin Oral Implants Res* 1994; 5: 229-38.
14. Yang J, Cavalcanti MG, Ruprecht A, Vannier MW. 2-D and 3-D reconstructions of spiral computed tomography in localization of the inferior alveolar canal for dental implants. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 1999; 87: 369-74.
15. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Branemark PI. A 15 year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg* 1981; 10: 387-416.
16. Nentwig G, Mairgunter R, Knapp G. Utilidad del aparato SDM en el diagnóstico preimplantológico. *Quintessence* 1993; 10: 679-80.
17. Frederiksen NL. Diagnostic imaging in dental implantology. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 1995; 80: 540-54.
18. Grifé A, Roger M. Evaluación radiológica prequirúrgica en implantología. *Rev Act Implantol* 1994; 3: 151-6.
19. Abrahams JJ. The role of diagnostic imaging in dental implantology. *Radiologic Clinics of North Am* 1993; 31: 163-80.
20. Alánde Chamorro FJ, Herrera Ureña JL, Carasol Campillo M. El diagnóstico radiológico en la planificación del tratamiento con implantes osteointegrados. *RCOE* 1996; 56: 23-30.

21. Miles DA, Van Dis ML. Implant Radiology. *Dent Clin North Am* 1993; 37: 645-68.
22. Guarinos J, Soler F, Peñarrocha M, Sanchís JM. Radiología aplicada en implantología oral. *Rev Act Odontoestomat Esp* 1995; 55: 33-42.
23. Bruggenkate CM, Krekeler G, Kraaijenhagen HA, Foitzik C, Nat P, Osterbeek HS. Hemorrhage of the floor of the mouth resulting from lingual perforation during implants placement: a clinical report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1993; 8: 329-34.
24. Lam EW, Ruprecht A, Yang J. Comparison of two-dimensional orthoradially reformatted computed tomography and panoramic radiography for dental implant treatment planning. *J Prosthet Dent* 1995; 74: 42-6.
25. Fredholm U, Bolin A y Andersson L. Preimplant radiographic assessment of available maxillary bone support. Comparison of tomographic and panoramic technique. *Swed Dent J* 1993; 17: 103-9.
26. Hernández L, González O, Fernández D, Royo V, Pérez M. La ortopantomografía. Su utilidad y valor diagnóstico en la práctica estomatológica. *Estomodeo* 1990; 35: 12-22.
27. Truhlar RS, Morris HF, Shigeru O. A review of panoramic radiology and its potencial use in implant dentistry. *Implant Dentistry* 1993; 2: 122-3.
28. Peterson A, Lindh C, Carisson LE. Estimation of the possibility to treat the edentulous maxilla with osseointegrated implants. *Swed Dent J* 1992; 16: 1-16.
29. Kassebaum DK, Nummikoski PV, Triplett RG, Langlais RP. Cross-sectional radiography for implant site assessment. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1990; 70: 674-8.

30. Petrikowski CG, Pharoah MJ, Schmitt A. Presurgical radiographic assessment for implants. *J Prosthet Dent* 1989; 61: 59-64.
31. Poon C, Barss TK, Murdoch-Kinch CA, Bricker SL, Miles DA, Van Dis ML. Presurgical tomographic assessment for dental implants. Part I: A modified imaging technique. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1992; 7: 246-50.
32. Williams M, Mealey BL, Haslimon WW. The role of computerized tomography in dental implantology. *Oral Maxillofac Implants* 1992; 7: 373-80.
33. Rothman SL, Chafetz NC, Rhodes ML, Schwarz MS. CT in the preoperative assessment of the mandible and maxilla for endosseous implant surgery. *Radiology* 1988; 168: 171-5.
34. Schwarz MS, Rothman SL, Rhodes ML, Chafetz NC. Computed tomography: Part I. Preoperative assessment of the mandible for endosseous implant surgery. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1987; 2: 137-41.
35. Anderson L, Kurol M. CT scan prior to instalation of osseointegrated implants in the maxilla. *J Oral Maxillofac Surg* 1987; 16: 50-5.
36. Jeffcoat M, Jeffcoat RL, Reddy MS, Berland L. Planning interactive implant treatment with 3-D computed tomography. *J Am Dent Assoc* 1991, 122: 40-4.
37. Webber RL, Horton RA, Underhill TE, Ludlow JB, Tyndall DA. Comparison of film, direct digital, and tuned-aperture computed tomography images to identify the location of crestal defects around endosseous titanium implants. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 1996; 81: 480-90.
38. Whait SC. Assessment of radiation risk from dental radiography. *Dentomaxillofac Radiol* 1993; 21: 118-26.

39. Scaf G, Lurie AG, Mosier KM, Kantor ML, Ramsby GR, Freedman ML. Dosimetry and cost of imaging osseointegrated implants with film-based and computed tomography. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 1997; 83: 41-8.
40. Shuller H, Frentzen M, Jervoe-Storm ZA, Brings ZA, Nolden R. La tomografía computarizada de alta resolución en parodontología. Comparación con el procedimiento radiológico convencional (1). *Quintessence* 1992; 43: 651-6.
41. Ekestubbe A, Gröndahl K, Ekholm S, Johansson PE, Gröndahl H-G. Low-Dose tomography techniques for dental implant planning. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996; 11: 650-9.
42. Diederichs CG, Engelke W, Richter B, Hermann K-P, Oestmann JW. Must radiation dose for CT of the maxille and mandible be higher than that for conventional panoramic radiography?. *Am J Neuroradiology* 1996; 17: 1758-60.
43. Falk A, Gielen L, Heuser L. CT data adcquisition as a basis for modern diagnosis and therapy in maxillofacial surgery. *Int J Oral Maxillofac Surg* 1995; 24: 69-75.
44. Queguiner Y. Computed tomography and complete dentures. morphometric analysis. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1994; 77: 90-4.
45. Schwarz MS, Rothman SL, Chafetz N, Rhodes M. Tomografía computarizada en la cirugía dental de implantación. *Dent Clin North Am* 1989; 33: 569-612.
46. Madrid C, Treil J, Durán D, Bru de Sala C. Avances de la topografía axial computarizada (TAC) en implantología oral gracias a programas específicos. *Av Periodoncia* 1994; 6: 109-18.
47. Weinberg LA. CT scan as a radiologic data base for optimum implant orientation. *J Prosthet Dent* 1993; 69: 381-5.

48. Dandrau JP, Pharaboz G, Bellavoir A. Le dentascan en implantologie dentaire. *Rev Stomatol Chir Maxillofac* 1992; 93: 263-6.
49. Cuadrado de Vicente L. Análisis de la tomografía axial computarizada aplicada a la implantología. *El Mundo Dental* 1992; 2: 24-31.
50. Shuller H, Frentzen M, Jervoe-Storm ZA, Brings ZA, Nolden R. La tomografía computarizada de alta resolución en parodontología. Comparación con el procedimiento radiológico convencional (2). *Quintessence* 1992; 43: 687-95.
51. Abrahams JJ, Kalyanpur A. Dental implants and dental CT software programs. *Semin Ultrasound CT MR* 1995; 16: 468-86.
52. Clavero JA. Utilidad de los programas dentales para tomografía computarizada en implantología. *Rev Act Implantol* 1994; 4: 203-11.
53. Girod S, Kerve E, Girod B. Advances in interactive craniofacial surgery planning by 3D simulation and visualization. *Int J Oral Maxillofac Surg* 1995; 24: 120-5.
54. Fegelman D, Huang AB. Prospective evaluation of lesions of the mandible and maxilla: Findings on multiplanar and three-dimensional CT. *Am J Roentgenol* 1994; 163: 693-8.
55. Atwood DA. Reduction of residual ridges: a mayor oral disease entity. *J Prosthet Dent* 1971; 26: 266-71.
56. Wismeijer D, Van Waas MA, Vermeeren JJ, Kalk W. Patients' perception of sensory disturbances of the mental nerve before and after implant surgery: a prospective study of 110 patients. *Br J Oral Maxillofac Surg* 1997; 35: 254-9.
57. Takashi Y, Brooks S. The appearance of mental foramina on panoramic radiographs. 1. Evaluation of patients. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1989; 68: 360-4.

58. Kido H, Schulz EE, Kumar A, Lozada J, Saha S. Implant diameter and bone density: effect on initial stability and pull-out resistance. *J Oral Implantol* 1997; 23: 163-9.
59. Truhlar RS, Orenstein IH, Morris HF, Ochi S. Distribution of bone quality in patients receiving edosseous dental implants. *J Oral Maxillofac Surg* 1997; 55: 38-45.
60. Misch CE. Bone character: second vital implant criterion. *Dent Today* 1988; 5: 39-40.
61. Jemt T. Fixed implant-supported prosthesis in the edentulous maxilla. A five year follow-up report. *Clin Oral Implants Res* 1994; 5: 142-7.
62. Jemt T, Lekholm U. Implant treatment in edentulous maxillae: a five year follow up report on patients with different degrees of jaw resorption. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995; 10: 303-15.
63. Higuchi KW, Folmer T, Kultje C. Implant survival rate in partially edentulous patients: a 3-year prospective multicenter study. *J Oral Maxillofac Surg* 1995; 53: 264-73.
64. Johns RB, Jemt T, Heath MR. A multicenter study of overdentures supported by Branemark implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1992; 7: 513-27.
65. Bass SL, Triplett RG. The effects of preoperative resorption and jaw anatomy on implant success. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1991; 6: 193-201.
66. Morris HF, Ochi S, Guillette W. Bone quality and implant integration during follow-up in the DICRG study. *J Dent Res* 1995; 74: 495-506.
67. Theisen FC, Schultz RE, Elledge DA. Displacement of a root form implant into the mandibular canal. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1990; 70: 24-8.

68. Chen SK, Hollender L. Frequency domain analysis of cross-sectional images of posterior mandible. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1994; 77: 290-5.
69. Fredholm U, Bolin A, Henrikson CO, Cerdelund T. Preoperative radiographic evaluation of implant sites by computed tomography. Radiation dose profiles. *Swed Dent J* 1994; 8: 213-9.
70. Rouvière H, Delmas A. Anatomía humana descriptiva, topográfica y funcional. 10ª ed. Masson: Barcelona, 1999.
71. Fishel D, Buchner A, Hershkowith A, Kaffe I. Roentgenologic study of the mental foramen. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1976; 41: 682-6.
72. Gray H. Anatomía de Gray. 38ª ed.: Hasrcourt Brace: Madrid, 1998.
73. Chavez Lomeli ME, Mansilla Lory J, Pompa JA, Kjaer I. The human mandibular canal arises from three separate canals innervating different tooth groups. *J Dent Res* 1996; 75: 1540-4.
74. Pogrel MA, Smith R, Ahani R. Innervation of the mandibular incisors by the mental nerve. *J Oral Maxillofac Surg* 1997; 55: 961-3.
75. DeSantis JL, Liebow C. Four common mandibular nerve anomalies that lead to local anesthesia failures. *J Am Dent Assoc* 1996; 127: 1081-6.
76. Roda RS, Blanton PL. The anatomy of local anesthesia. *Quintessence Int* 1994; 25: 27-38.
77. Wyatt WM. Accessory mandibular canal: literature review and presentation of an additional variant. *Quintessence Int* 1996; 27: 111-3.
78. Takashi Y, Brooks S. The appearance of mental foramina on panoramic radiographs. 2. Experimental evaluation. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1989; 68: 488-92.

79. Arzouman MJ, Otis L, Kipnis V, Levine D. Observations of the anterior loop of the inferior alveolar canal. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1993; 8: 295-9.
80. Rosenquist B. Is there an anterior loop of the inferior alveolar nerve?. *Int J Periodontics Restorative Dent* 1996; 16: 40-5.
81. Heersche JN, Bellows CG, Ishida Y. The decrease in bone mass associated with aging and menopause. *J Prosthet Dent* 1998; 79: 14-6.
82. Ulm CW, Kneissel M, Hahn M, Solar P, Matejka M, Donath K. Characteristics of the cancellous bone of edentulous mandibles. *Clin Oral Implants Res* 1997; 8: 125-30.
83. Carlsson GE, Haraldson T. Fundamental aspects of mandibular atrophy. In: Worthington P, Branemark PI, editors. *Advanced osseointegration surgery*. Chicago: Quintessence, 1992: 109-118.
84. Worthington P, Rubenstein JE. Problems associated with the atrophic mandible. *Dent Clin North Am* 1998; 42: 129-60.
85. Eufinger H, König S, Eufinger A. The role of alveolar ridge width in dental implantology. *Clin Oral Investig* 1997; 1: 169-77.
86. Abrahams JJ, Frisoli JK, Dembner J. Anatomy of the jaw, dentition, and related regions. *Seminars in Ultrasound, CT, and MRI* 1995; 16: 453-67.
87. Bryant SR. The effects of age, jaw site, and bone condition on oral implant outcomes. *Int J Prosthodont* 1998; 11: 470-90.
88. Friberg B, Jemt T, Lekholm U. Early failures in 4641 consecutive placed Branemark dental implants: a study from stage 1 surgery to the connection of completed prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1991; 6: 142-9.

89. Teherman S. Factors affecting heat generation during implant site preparation: a review of biologic observations and future considerations. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1999; 14: 127-36.
90. Hart RT, Hennebel VV, Thongpreda N. Modeling the biomechanics of the mandible: a three-dimensional finite element study. *J Biomech* 1992; 25: 261-86.
91. Bidez MW, Mich CE. Issues in bone mechanics related to oral implants. *Implant Dentistry* 1992; 1: 289-94.
92. Devlin H, Horner K, Ledgerton D. A comparison of maxillary and mandibular bone mineral densities. *J Prosthet Dent* 1998; 79: 323-7.
93. Klemetti E, Kolmakow S. Morphology of the mandibular cortex on panoramic radiographs as an indicator of bone quality. *Dentomaxillofac Radiol* 1997; 26: 22-5.
94. Fernández Valerón JR. Análisis de dos técnicas de fácil aplicación, en busca de una implantología basada en la calidad ósea. *Rev Esp Odontostomatológica de Implantes* 1999; 7: 101-7.
95. Friberg B, Sennerby L, Roos J, Lekholm U. Identification of bone quality en conjunction with insertion of titanium implants. *Clinical Oral Implants Research* 1995; 6: 213-9.
96. Trisi P, Rao W. Bone classification: clinical-histomorphometric comparison. *Clin Oral Implants Res* 1999; 10: 1-7.
97. Ichikawa T, Kanitani H, Wigianto R, Kawamoto N, Matsumoto-N. Influence of bone quality on the stress distribution. An in vitro experiment. *Clin Oral Implants Res* 1997; 8: 18-22.

98. Slaughter T, Babbush C, Langer B, Buser D, Holmes R. Solutions for specific bone situations. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994; 9: 19-29.
99. Jaffin RA, Berman CL. The excessive loss of Branemark fixtures in type IV bone: a 5-year analysis. *J Periodontol* 1991; 62: 2-4.
100. Weber RL, Wiesen MJ, Iacono VJ, Baer PN. Osteoporosis: a risk factor for dental implants and in the prognosis of periodontal therapy. *Periodontal Clin Investig* 1997; 19: 5-8.
101. Arpak N, Niedermarer W, Nergiz I. Morphometry of the perimplant of immediate and late endosseous implants. *J Dent Res* 1995; 74: 414-20.
102. Lindh C, Petersson A, Klinge B, Nilsson M. Trabecular bone volume and bone mineral density in the mandible. *Dentomaxillofac Radiol* 1997; 26: 101-6.
103. Misch CE. Density of bone: effect on treatment plans, surgical approach, healing, and progressive bone loading. *Int J Oral Implantol* 1990; 6: 23-7.
104. Esposito M, Hirsch JM, Lekholm U, Thomsen P. Biological factors contributing to failures of osseointegrated oral implants (I). Success criteria and epidemiology. *Eur J Oral Sci* 1998; 106: 527-51.
105. Lee, S, Morgano SM. A diagnostic stent for endosseous implants to improve conventional tomographic radiographs. *J Prosthet Dent* 1994; 71: 482-5.
106. Truhlar RS, Orenstein IH, Morris HF, Ochi S. Distribution of bone quality in patients receiving endosseous dental implants. *J Oral Maxillofac Surg* 1997; 55: 38-45.
107. Klemetti E, Vainio P. Effect of bone mineral density in skeleton and mandible on extraction on teeth and clinical alveolar height. *J Prosthet Dent* 1993; 70: 21-5.
108. Naert IE. Patient evaluation and treatment planning. *J Dent* 1997; 25: 5-11.

109. Verde MA, Morgano SM. A dual-purpose for the implant-supported prosthesis. *J Prosthet Dent* 1993; 69: 276-80.
110. Espinosa J, Álvarez A, Pardo A, Fernández JP, Ibaseta G. Fabrication of an implant radiologic-surgical stent for partially edentulous patient. *Quintessence Int* 1995; 26: 111-4.
111. Amet EM, Ganz SD. Implant treatment planning using a patient acceptance prosthesis, radiographic record base, and surgical template. Part 1: Presurgical phase. *Implant Dent* 1997; 6: 193-7.
112. Basten CH, Kois JC. The use of barium sulfate for implant templates. *J Prosthet Dent* 1996; 76: 451-4.
113. Witkowski S, Weng D. Patrones radiológicos y procedimientos de reproducción de imágenes en la implantología orientada a la prótesis. *Quintessence Técnica* 1997; 8: 12-29.
114. Chung E, Toothaker RW, Randi A. Adaptation of a fox plane analyzer for the orientation of a radiographic computerized tomography scan implant template. *J Prosthet Dent* 1997; 78: 616-7.
115. Urquiola J, Toothaker RW. Using lead foil as a radiopaque marker for computerized tomography imaging when implant treatment planning. *J Prosthet Dent* 1997; 77: 227-8.
116. Stellino G, Morgano SM, Imbelloni A. A dual-purpose, implant stent made from a provisional fixed partial denture. *J Prosthet Dent* 1995; 74: 212-4.
117. Borrow JW, Smith JP. Stent marker materials for computerized tomograph-assisted implant planning. *Int J Periodont Rest Dent* 1996; 16: 60-7.

118. Urquiola J, Toothaker RW. A modified template for quick intraoperative reference to computed tomographic scan images. *J Prosthet Dent* 1997; 77: 340-1.
119. Mccall RA, Rosenfeld AL. Influence of residual ridge resorption patterns on fixture placement and tooth position. Part III: Presurgical assessment of ridge augmentation requirements. *Int J Periodontics Restorative Dent* 1996; 16: 322-37.
120. Sethi A, Sochor P. Predicting esthetics in implant dentistry using multiplanar angulation: a Technical Note. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995; 10: 485-90.
121. Sheti A. Precise site location for implants using CT scans: technical Note. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1993; 8: 433-8.
122. Takeshita F, Suetsugu T. Accurate presurgical determination for implant placement by using computerized tomography scan. *J Prosthet Dent* 1996; 76: 590-1.
123. Bolin A, Eliasson S. Panoramic and tomographic dimensional determinations for maxillary osseointegrated implants. Comparison of the morphologic information potencial of two and three dimensional radiographic systems. *Swed Dent J* 1995; 19: 65-71.
124. Strid K-G. Radiographic procedures. In: Branemark PI, Zarb GA, Albrektsson T, editors. *Tissue-integrated prostheses. Osseointegration in clinical dentistry.* Chicago: Quintessence Books, 1985: 317-27.
125. Pesun IJ, Judson C. Hickey Scientific Writing Award winner. Fabrication of a guide for nonradiographic evaluation of bone contour. *J Prosthet Dent* 1997; 77: 621-3.
126. Sewerin IB. Identificación de implantes dentales en radiografía. *Quintessence* 1994; 7: 118-24.

127. Grondahl K, Lekholm U. The predictive value of radiographic diagnosis of implant instability. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1997; 12: 59-64.
128. Verhoeven JW, Ruijter JM, Cune MS, De Putter C. Densitometric measurements of the mandible: accuracy and validity of intraoral versus extraoral radiographical techniques in an in vitro study. *Clin Oral Implants Res* 1998; 9: 333-42.
129. Pendás LL, Martínez N, López JS, García MJ, Junquera LM, De Vicente JC. Digitalización de la imagen. Fundamentos, principios básicos y posibilidades del procedimiento en Odonto-estomatología. *Rev Act Odontoestomat Esp* 1996; 56: 33-8.
130. Padrós E, Padrós JL, Monterrubio M, Creus M, Serrat A. Utilidad de la radiovisiografía en implantología. *Rev Act Implantol* 1994; 6:109-19.
131. Alder ME. Intraoral digital radiography. *Tex Dent J* 1995; 112: 31-5.
132. Versteeg CH, Sanderink GC, Van der Stelt PF. Efficacy of digital intra-oral radiography in clinical dentistry. *J Dent* 1997; 25: 215-24.
133. Hernández L y col. Ortopantomografía. Intención del examen ortopantomográfico. *Estomodeo* 1990; 36: 30-8.
134. Ortega Aranegui R. Estudio sobre la fiabilidad del sistema Scanora® en la cuantificación ósea prequirúrgica de los sectores posteriores mandibulares en los tratamientos con implantes osteointegrados (tesis doctoral). Madrid: UCM, 1997.
135. Kaffe Y, Ardekian L, Gelerenter N, Taicher S. Location of mandibular foramen in panoramic radiographs. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1994; 78: 662-9.
136. Dharmar S. Locating the mandibular canal in panoramic radiographs. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1997; 12: 113-7.

137. Silverstein LH, Melkonian RW, Kurtzman D, Garnick JJ, Lefkove MD. Linear tomography in conjunction with pantomography in the assessment of dental implant recipient sites. *J Oral Implantol* 1994; 20: 111-6.
138. Afsar A, Haas DA, Rossouw PE, Wood-RE. Radiographic localization of mandibular anesthesia landmarks. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 1998; 86: 234-41.
139. Mason RA. Guía para la Radiología Dental. Ed. El Manual Moderno: Méjico D.F., 1984.
140. O'Brien RC. Radiología Dental. 4ª ed. Interamericana: Méjico D.F., 1985.
141. Meniz C. El diagnóstico por imagen en la prevención de las lesiones del nervio dentario inferiro en la cirugía del tercer molar. Estrjudio descriptivo-comparativo de la ortopantomografía y la tomografía transversal (tesis doctoral). Madrid: UCM, 1995.
142. Leite L, Webber R, Weems R, Greer D, Wiston-Salem Ch, Ala B. Evaluation of off-axis projection geometry in dental panoramic radiography. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1994; 77: 183-94.
143. Verhoeven JW, Cune MS, Terlouw M, Zoon MA, Putter C. The combined use of endosteal implants and iliac crest onlay grafts in the severely atrophic mandibles, a longitudinal study. *Int J Oral Maxillofac Surg* 1997; 26: 351-7.
144. Pasler FA. Radiología Odontológica. 2ª ed. Salvat: Barcelona, 1991.
145. Potter BJ, Shrout MK, Russell CM, Sharawy M. Implant site assessment using panoramic cross-sectional tomographic imaging. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 1997; 84: 436-42

146. Mayfield-Donahoo TL, Stokely EM, Jeffcoat MK. Blur reduction of conventional film-based tomograms for pre-surgical evaluation of potential mandibular implant sites. *J Periodontol* 1997; 68: 362-8.
147. Ekestubbe A, Gröndahl K, Gröndahl H-G. Quality of preimplant low-dose tomography. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 1999; 88: 738-44.
148. Frederiksen NL, Benson BE, Sokolowski TW. Effective dose and risk assessment from film tomography used for dental implant diagnostics. *Dentomaxillofac Radiol* 1994; 23: 123-7.
149. Todd AD, Gher ME, Quintero G, Richardson C. Interpretation of linear and computer tomograms in the assessment of implant recipient sites. *J Periodontol* 1993; 64: 1243-9.
150. Kaeppler G, Meyler J. Posibilidades de aplicación de la radiografía multimodal en la cirugía oral. *Quintessence* 1996; 9: 389-95.
151. Dula K, Mini R, Lambrecht JT, Van der Stelt PF, Schneeberger P, Clemens G, Sanderink H, Buser D. Hypothetical mortality risk associated with spiral tomography of the maxilla and mandible prior to endosseous implant treatment. *Eur J Oral Sci* 1997; 105: 123-9.
152. Tammisalo EH, Hallikainen D, Kanerva H, Tammisalo T. Comprehensive oral X-ray diagnosis: Scanora® multimodal radiography. *Dentomaxillofac Radiol* 1992; 21: 9-13.
153. Ismail YH, Azarbal M, Kapa SF. Conventional linear tomography: Protocol for assessing endosseous implant sites. *J Prosthet Dent* 1995; 73: 153-7.

154. Clark DE, Danforth RA, Barnes RW, Burtch ML. Radiation absorbed from dental implant radiography: a comparison of linear tomography, CT scan, and panoramic and intra-oral techniques. *J Oral Implantol* 1990; 26: 156-64.
155. Kassebaum DK, Stoller NE, McDavid WD, Goshorn B, Ahrens CR. Absorbed dose determination for tomographic implant site assessment techniques. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1992, 73: 502-9.
156. Tammsisalo T, Vuahuatalo K, Luostarinen T, Leimola-Virtanen R, Tammsisalo EH. Comparison of periapical and detailed narrow-beam radiography for diagnosis of periodontal pathology. *Dentomaxillofac Radiol* 1994; 23: 97-101.
157. Ekestubbe A, Gröndahl K, Gröndahl H-G. The use of tomography for dental implant planning. *Dentomaxillofac Radiol* 1997; 26: 206-13.
158. Poyton HG. *Radiología Bucal*. Ed. Interamericana: Méjico D.F., 1992.
159. Shimura M, Babbush CA, Majima H, Yanagisawa S, Sairenji E. Presurgical evaluation for dental implants using a reformatting program of computed tomography: maxilla/mandible shape pattern analysis (MSPA). *Int J Oral Maxillofac Implants* 1990; 5: 175-81.
160. Abrahams JJ. Anatomy of the jaw revisited with a dental CT software program. *J Neuroradiology* 1993; 14: 979-90.
161. Anderson JE. CT-scanning in the preoperative planning of osseointegrated implants in the maxilla. *J Oral Maxillofac Surg* 1998; 17: 33-5.
162. Lownie JF, Lownie MA, Payne AG, Skinstad TN. Multi-planar and cross-sectional oblique scanning (CT) in implant surgery. *J Dent Assoc S Afr* 1997; 52: 213-6.

163. Daura A, Lomeña G, Aparicio J, Asenjo B, Romero R, Valiente A. TAC multiplanar y tridimensional en Implantología y Patología Odontoestomatológica. *Revista Andaluza Odontoestomatológica* 1996; 6: 18-26.
164. Kohavi D, Bar-Ziv J, Marmary Y. Effect of axial plane deviation on cross-sectional height in reformatted computed tomography of the mandible. *Dentomaxillofac Radiol* 1997; 26: 189-91.
165. Verstreken K, Van Cleynenbreugel J, Marchal G, Naert I, Suetens P, Van Steenberghe D. Computer-assisted planning of oral implant surgery: a three-dimensional approach. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996; 11: 806-10.
166. Luka B, Brechtelsbauner D, Gellrich N-C, König M. 2D and 3D CT reconstructions of the facial skeleton: an unnecessary option or a diagnostic pearl?. *Int J Oral Maxillofac Surg* 1995; 24: 76-83.
167. Verstreken K, Van Cleynenbreugel J, Martens K, Marchal G, Van Steenberghe D, Suetens P. An image-guided planning system for endosseous oral implants. *IEEE Trans Med Imaging* 1998; 17: 842-52.
168. Kraut RA. Interactive CT diagnostics, planning, and preparation for dental implants. *Implant Dent* 1998; 7: 19-25.
169. Yanagisawa K, Friedmann CD, Vining EM, Abrahams JJ. Dentscan imaging of the mandible and maxilla. *Head Neck* 1993; 15:1-7.
170. Hassfeld S, Streib S, Sahl H, Stratmann U, Fehrentz D, Zoller J. Low-dose computerized tomography of the jaw bone in pre-implantation diagnosis. Limits of dose reduction and accuracy of distance measurements. *Mund Kiefer Gesichtschir* 1998; 2: 188-93.
171. Gray CF, Redpath TW, Smith FW. Magnetic resonance imaging: a useful tool for evaluation of bone prior to implant surgery. *Br Dent J* 1998; 184: 603-7.

172. Kassebaum D, Stoller N, Goshorn B. A review of radiographic techniques for the presurgical assessment of dental implant sites. *General dentistry* 1993; 40: 502-6.
173. Lambrecht JT. 3-D Modeling technology in Oral and Maxillofacial Surgery. Ed. Quintessence Books, Berlin, 1995.
174. Santler G, Karcher H, Ruda C. Indications and limitations of three-dimensional models in cranio-maxillofacial surgery. *J Craniomaxillofac Surg* 1998; 26: 11-6.
175. James R, Lozada JL, Truitt HP. Computer tomography (CT) applications in implant dentistry. *J Oral Implantol* 1991; 17: 10-5.
176. Amet EM. Computerized tomography with CT models for contemporary ramus frame implant planning and construction. *J Oral Implantol* 1998; 24: 152-8.
177. Bouyssie JF, Bouyssie S, Sharrock P, Duran D. Stereolithographic models derived from x-ray computed tomography. Reproduction accuracy. *Surg Radiol Anat.* 1997; 19: 193-9.
178. Nasel CJ, Pretterklieber M, Gahleitner A, Czerny C, Breitenseher M, Imhof H. Osteometry of the mandible performed using dental MR imaging. *AJNR Am J Neuroradiol* 1999; 20: 1221-7.
179. Gray CF, Redpath TW, Smith FW. Low-field magnetic resonance imaging for dentistry. *Dentomaxillofac Radiol* 1998; 27: 225-9.
180. Gray CF, Redpath TW, Smith FW. Pre-surgical dental implant assessment by magnetic resonance imaging. *J Oral Implantol* 1996; 22: 147-53.
181. Hirschmann PH. Magnetic resonance imaging: a possible alternative to CT prior to dental implants. *Br Dent J* 1998; 184: 603-7.
182. Taylor TD. Fixed implant rehabilitation for the edentulous maxilla. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1991; 6: 329-37.

183. Zabalegui J, Gil JA, Zabalegui B. Magnetic resonance imaging as an adjunctive diagnostic aid in patient selection for endosseous implants: a preliminary study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1990; 5: 283-8.
184. Nasel C, Gahleitner A, Breitsenseher M, Czerny C, Solar P, Imhof H. Dental MR tomography of the mandible. *J Comput Assist Tomogr* 1998; 22: 498-502
185. Nasel C, Gahleitner A, Breitsenseher M, Czerny C, Glaser C, Solar P, Imhof H. Localization of the mandibular neurovascular bundle using dental magnetic resonance imaging. *Dentomaxillofac Radiol* 1998; 27: 305-7.
186. Ikeda K, Ho KC, Nowicki BH, Haughton VM. Multiplanar MR and anatomic study of the mandibular canal. *AJNR Am J Neuroradiol* 1996; 17: 579-84.
187. Mittelstaedy CA. *Ecografía general*. Ed.Marban: Madrid, 1995.
188. Bisheimer M, Guisado B, Donado M. Aplicación del eco-ultrasónico como método de diagnóstico en implantología oral. *Rev Esp Odontostomatológica de Implantes* 1998; 6: 61-6.
189. Bach G. Rastreo A y B. Enfoque estándar en el diagnóstico ultrasónico en cirugía maxilofacial odontológica. *Quintessence* 1997; 10: 221-32.
190. Traxler M, Ulm C, Solar P, Lill W. Sonographic measurement versus mapping for determination of residual ridge width. *J Prosthet Dent* 1992; 67: 358-61.
191. Wilson DJ. Ridge mapping for determination of alveolar ridge width. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1989; 4: 41-3.
192. Sánchez M, Frutos G, Cuesta P. *Estadística y matemáticas aplicadas*. Ed. Síntesis: Madrid, 1996.

193. Mac Entee MI, Walton JN. The economics of complete dentures and implant-related services: a framework for analysis and preliminary outcomes. *J Prosthet Dent* 1998; 79: 24-30.
194. Friedland B, Valachovic RW. Advanced imaging techniques assist in implant planning. *J Mass Dent Soc* 1997; 45: 44-50.
195. Floyd P, Palmer P, Palmer R. Radiographic techniques. *British Dent J* 1999; 187: 359-65.
196. Bolin A, Eliasson S, Von Beetzen M, Jansson L. Radiographic evaluation of mandibular posterior implant sites: correlation between panoramic and tomographic determinations. *Clin Oral Implants Res* 1996; 7: 354-9.
197. Muñoz JV, Soler F, Peñarrocha M, Martínez F, Guarinos J. Estudio entre osteometría directa, tomografía computarizada y radiografía panorámica. *RCOE* 1998; 3: 25-31.
198. OMS. Garantía de calidad en radiodiagnóstico. OMS, 1984.
199. Zubeldia FF, Melcior BG. El riesgo de una ortopantomografía. *Dental Imaging* 1999; 1: 8-9.
200. Villari N, Stecco A, Zatelli G. Dosimetry in dental radiology: comparison of spiral computerized tomography and orthopantomography. *Radiol Med Torino* 1999; 97: 378-81.
201. Solar P, Gahleitner A. Dental CT in the planning of surgical procedures. Its significance in the oro-maxillofacial region from the viewpoint of the dentist. *Radiologe* 1999; 39: 1051-63.
202. Ekestubbe A, Thilander A, Gröndal H-G. Absorbed doses and energy imparted from tomography for dental implant installation: spiral tomography using

- Scanora® technique compared with hypocycloidal tomography. *Dentomaxillofac Radiol* 1992; 21: 65-9.
203. Frederiksen NL, Benson BE, Sokolowski TW. Effective dose and risk assessment from computed tomography of the maxillofacial complex. *Dentomaxillofac Radiol* 1995; 24: 55-8.
204. Conway BJ, McCrohaw JL, Antonsen RG, Rueter FG, Slayton RJ, Suleiman OH. Average radiation dose in standard CT examinations of the head: results of the 1990 next survey. *Radiology* 1992; 184: 135-40.
205. Preston-Martin S, White SC. Brain and salivary gland tumors related to prior dental radiography: implications for current practice. *J Am Dent Assoc* 1990; 120: 151-8.
206. Mccall RA, Rosenfeld AL. Influence of residual ridge resorption patterns on implant fixture placement and tooth position. Part II: presurgical determination of prosthesis type and design. *Int J Periodont Rest Dent* 1992; 12: 33-51.
207. Klinge B, Peterson A, Maly P. Location of the mandibular canal: comparison of macroscopic findings, conventional radiography, and computed tomography. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1989; 4: 327-32.
208. Bianchi SD, Lojcono A. 2D and 3D images generated by cone beam computed tomography (CBCT) for dentomaxillofacial investigations. In: Lemke HU, Vannier MW, Inamura K, Farman A, editors. Elsevier Science B.V. 1998: 792-7.
209. Mozzo P, Procacci C, Tacconi A, Tinazzi P, Bergamo IA. A new volumetric CT machine for dental imaging based on the cone-beam technique: preliminary results. Verona (Italy): University Hospital, Department of Physics and Radiology; 1998.

210. Cho PS, Johnson RH, Griffin T. Cone beam CT for radiotherapy applications. *Phys Med Biol* 1995; 40: 1863-83.
211. Mozzo P. Dentomaxillofacial dedicated cone beam CT. En prensa.
212. Von Wowern N, Kollerup G. Symptomatic osteoporosis: a risk factor for residual ridge reduction of the jaws. *J Prosthet Dent* 1992; 67: 656-60.
213. Truhlar RS, Farish SE, Scheitler LE, Morris HF, Ochi S. Bone quality and implant design-related outcomes through stage II surgical uncovering of Spectra-System root form implants. *J Oral Maxillofac Surg* 1997; 55: 46-54.
214. Triplett RG, Mason ME, Alfonso WF. Endosseous cylinder implants in severely atrophic mandibles. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1991; 6: 264-9.
215. Bassi F, Procchio M, Fava C, Schierano G, Preti G. Bone density in human dentate and edentulous mandibles using computed tomography. *Clin Oral Impl Res* 1999; 10: 356-61.
216. Taguchi A, Tanimoto K, Akagawa Y, Suei Y, Wada TC, Rohlin M. Trabecular bone pattern of the mandible. Comparison of panoramic radiography with computed tomography. *Dentomaxillofac Radiol* 1997; 26: 85-9.
217. Law AN, Bollen A, Chen S. Detecting osteoporosis using dental radiographs: a comparison of four methods. *JADA* 1996; 127: 1734-42.
218. Solar P, Ulm C, Frey G, Matejka M. A classification of the intraosseous paths of the mental nerve. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994; 9: 339-44.
219. Takaoka S. Bone mineral density (BMD) distribution in edentulous mandible - a measuring system for bone mineral content with computed radiography (CR). *Kokubyo-Gakkai-Zasshi* 1998; 65: 112-24.

220. Bavitz IB, Harn SD, Hansen CA, Lang M. An anatomical study of mental neurovascular bundle-implant relationships. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1993; 8: 563-7.
221. Pastremoli A, Ferrari G, Galli G, Ruggeri F. Clinical anatomy of the human mental foramen. *Minerva Stomatol* 1998; 47: 253-63.
222. Wadu SG, Penhall B, Townsend GC. Morphological variability of the human inferior alveolar nerve. *Clin Anat* 1997; 10: 82-7.
223. Kohavi D, Bar-Ziv J. Atypical incisive nerve: clinical report. *Implant Dent* 1996; 5: 281-3.
224. Butterfield KJ, Dagenais M, Clokie C. Linear tomography's clinical accuracy and validity for presurgical dental implant analysis. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 1997; 84: 203-9.
225. Nishimura I, Hosokawa R, Atwood D. The knife-edge tendency in mandibular residual ridges in women. *J Prosthet Dent* 1992; 67: 820-6.
226. Lazzara RJ. Criterios para selección de implantes: consideraciones quirúrgicas y protésicas. *Actualidad Implantológica* 1995; 17-32.
227. Avendanio B, Frederiksen NL, Benson B, Sokolowski T. Effective dose and risk assessment from detailed narrow beam radiography. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 1996; 82: 713-9.
228. Gröndahl K, Ekestubbe A, Gröndahl H-G. Radiography in oral endosseous prosthetics. Ed. Nobel Biocare: Göteborg, 1996.
229. Comité Internacional de Directores de Revistas Médicas. Requisitos de uniformidad para manuscritos presentados a revistas biomédicas. *Rev Esp Salud Pública* 1995; 69: 151-62.